

MEDIZIN

THEORIE UND KLINIK
IN EINZELDARSTELLUNGEN

HERAUSGEBER PROF. DR. HANS SCHAEFER, HEIDELBERG

Medizinische
Habilitationsschrift
Erlangen

BAND 6

W. FRIK

**DETAILERKENNBARKEIT
UND DOSIS BEI DER
RÖNTGENDURCHLEUCHTUNG**

DR. ALFRED HÜTHIG VERLAG GMBH

HEIDELBERG • FRANKFURT / MAIN

MEDIZIN

THEORIE UND KLINIK IN EINZELDARSTELLUNGEN

*Die neue Sammlung medizinischer Mono-
graphien für Forschung und Praxis, für
Ärzte und Fachärzte*

Herausgegeben von
Prof. Dr. med. HANS SCHAEFER
Heidelberg

Der Plan für diese Reihe entstand aus der Absicht, besonders wertvolle medizinische Habilitationsschriften zu veröffentlichen. Diese und ähnliche Arbeiten jüngerer Gelehrter werden, soweit sie eine monographische Darstellung eigener und fremder Ergebnisse sind, einer strengen Auswahl unterzogen. Hierfür sind folgende Faktoren bestimmend:

Ein abgegrenztes Gebiet der Medizin wird möglichst erschöpfend dargestellt, – die Weltliteratur wird (mit Titeln) ausführlich zitiert –, die eigene Forschung der Verfasser ist ein wesentliches Element der Monographie. Herausgeber und Beirat bürgen für sorgfältige Auswahl. Forscher, Kliniker und Praktiker erhalten einen umfassenden Einblick in die neuesten internationalen Forschungsergebnisse.

DR. ALFRED HÜTHIG VERLAG GMBH
HEIDELBERG · FRANKFURT/MAIN

DETAILERKENNBARKEIT UND DOSIS BEI DER
RÖNTGENDURCHLEUCHTUNG



MEDIZIN THEORIE UND KLINIK IN EINZELDARSTELLUNGEN

Herausgegeben von Professor Dr. med. HANS SCHAEFER, Heidelberg

Unter Mitwirkung von:

Prof. Dr. G. BODECHTEL, München · Prof. Dr. H. v. BRAUNBEHRENS, München · Prof. Dr. Th. BÜCHER, Marburg · Prof. Dr. H. ELBEL, Bonn · Prof. Dr. H. FRENZEL, Göttingen · Prof. Dr. K. GOERTTLER, Freiburg · Prof. Dr. E. GÜNTZ, Frankfurt/Main · Prof. Dr. H. HARMSSEN, Hamburg · Prof. Dr. J. KIMMIG, Hamburg · Prof. Dr. H. MEESSEN, Düsseldorf · Prof. Dr. H. PLÜGGE, Heidelberg · Prof. Dr. H. SARRE, Freiburg · Prof. Dr. H. RITTER, Heidelberg · Prof. Dr. H. SELBACH, Berlin-Charlottenburg · Prof. Dr. H. SCHAEFER, Heidelberg · Prof. Dr. E. SCHRECK, Erlangen · Prof. Dr. H. SCHWALM, Mainz · Prof. Dr. M. SCHWAIGER, Köln · Prof. Dr. J. STRÖDER, Würzburg · Prof. Dr. H. F. ZIPF, Berlin-Dahlem

BAND 6

DETAILERKENNBARKEIT UND DOSIS BEI DER RÖNTGENDURCHLEUCHTUNG DURCHLEUCHTUNGSSCHIRME UND BILDVERSTÄRKER

von

Priv.-Doz. Dr. med. WOLFGANG FRIK

Röntgenabteilung der Medizinischen Klinik mit Poliklinik der Universität Erlangen



DR. ALFRED HÜTHIG VERLAG GMBH · HEIDELBERG

Aus der
Medizinischen Klinik mit Poliklinik der Universität Erlangen
Direktor: Prof. Dr. N. HENNING

BAND 6

DETAILERKENNBARKEIT
UND DOSIS BEI DER
RÖNTGENDURCHLEUCHTUNG
DURCHLEUCHTUNGSSCHIRME UND BILDVERSTÄRKER

von

Dr. med. WOLFGANG FRIK
Privatdozent der medizinischen Strahlenkunde

Mit 35 Abbildungen



DR. ALFRED HÜTHIG VERLAG GMBH · HEIDELBERG

Die Arbeit wurde am 17. Mai 1957 als Habilitationsschrift von der Medizinischen Fakultät Erlangen angenommen. Für die Drucklegung wurden Literatur und Text auf den Stand vom 1. Mai 1958 ergänzt.

*Als Habilitationsschrift auf Empfehlung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Alexander
Universität in Erlangen gedruckt mit Unterstützung der Deutschen Forschungsgemeinschaft*

© 1959 by Dr. Alfred Hüthig-Verlag GmbH, Heidelberg - Alle Rechte, insbesondere das der
Übersetzung, vorbehalten - Nachdruck ohne ausdrückliche Genehmigung des Verlages nicht
gestattet - Printed in Germany - Gesamtherstellung: Allgäuer Heimatverlag GmbH, Kempten

Vorwort

„Fast alle großen Fortschritte der Röntgen-diagnostik sind mittels der Durchleuchtung gemacht worden.

... auch tausend Aufnahmen können die Durchleuchtung nicht ersetzen.“

GUIDO HOLZKNECHT (1922).

Die Entwicklung der Röntgendurchleuchtung hat in den letzten Jahren durch die Schaffung von Bildverstärkungssystemen wieder erheblich an Interesse gewonnen. Auch in Ländern, in denen bisher nur weniger durchleuchtet wurde, findet seit der Einführung der elektronenoptischen Bildverstärker die Bedeutung der Durchleuchtung für eine gezielte Diagnostik sowie ihr großer Wert für die ärztlichen und menschlichen Beziehungen zwischen Radiologen und Patienten verstärkte Beachtung. Andererseits treten wegen des Umstandes, daß die Strahlenbelastung für Patient und Arzt bei der Röntgendurchleuchtung in der Regel wesentlich größer als bei Röntgenaufnahmen ist, die Bedenken gegen eine zu großzügige Anwendung des Durchleuchtungsverfahrens mehr als bisher in den Vordergrund. Die Zunahme der Strahlenexposition der gesamten Menschheit während der letzten Jahrzehnte und der wachsende Umfang unserer Kenntnisse über die Gefährdungsmöglichkeiten durch ionisierende Strahlen erfordern eine sehr ernsthafte Berücksichtigung dieser Besorgnisse.

Die geschilderte Situation macht es erforderlich, sich über die tatsächliche Leistungsfähigkeit der Röntgendurchleuchtung sorgfältig Rechenschaft abzugeben. Die Wertung ihrer klinischen Bedeutung wird dabei immer bis zu einem gewissen Grade subjektiv bleiben. Die vorliegende Schrift kann zu dieser Frage nur eine Zusammenstellung von Material bieten, der die Überzeugung des Verfassers den Stempel aufgedrückt hat, daß die Durchleuchtung zur vollen Ausnutzung der röntgenologischen Erkenntnismöglichkeiten auch heute noch unentbehrlich ist.

Objektiv läßt sich dagegen klären, welchen Einfluß die Durchleuchtungsbedingungen sowie die verschiedenen technischen Hilfsmittel auf die Detailerkennbarkeit und die Dosisverhältnisse bei der Durchleuchtung ausüben. Es kann dann einerseits gezeigt werden, welche Durchleuchtungsbedingungen als optimal anzusehen sind, und andererseits wird auch eine eindeutige Beurteilung des Fortschrittes möglich, den die Einführung von Bildverstärkungssystemen für die Röntgendurchleuchtung gebracht hat.

Die Prüfung der Detailerkennbarkeit am Phantom bei den verschiedensten Durchleuchtungsbedingungen ohne und mit Bildverstärker bietet sich als einzig gangbarer Weg zur Beantwortung dieser Fragen. Durch die sorgfältige Berücksichtigung früherer Ergebnisse von Phantomdurchleuchtungen anderer Autoren war es möglich, ein experimentelles Programm aufzustellen und auszuführen, das sich vor allem durch seine Vielseitigkeit von den bisher veröffentlichten Untersuchungen unterscheidet und dessen Ergebnisse wegen der bei allen Einzeluntersuchungen gleichbleibenden Methodik weitgehende vergleichende Schlüsse zulassen.

Unter ständiger verständnisvoller Förderung durch meinen verehrten Klinikchef, Herrn Prof. Dr. N. HENNING, dem ich hierfür zu großem Dank verpflichtet bin, konnten in mehrjähriger Arbeit mit sechs ärztlichen Versuchspersonen rund 90000 Einzeldetails beobachtet werden, das ist etwa das Sechsfache der größten bisher veröffentlichten Phantomuntersuchungsreihen. Ohne die unermüdliche Mitarbeit von Dr. BUCHHEIM, Dr. HESSE, Dr. RIEDEN, Dr. BRICHZY und Dr. GUTMANN, die in dankenswerter und selbstloser Weise ohne Unterbrechung ihrer umfangreichen klinisch-radiologischen Routinearbeit neben dem Verfasser als Versuchspersonen bei den Phantomdurchleuchtungen tätig waren, wäre es mir nicht möglich gewesen, die Untersuchungen in dem vorliegenden Umfang zu vollenden. In ganz besonderem Maß gilt mein Dank aber Herrn Dr. C. E. BUCHHEIM, der mir in nie erlahmender Arbeitsbereitschaft bei der Ausführung der Versuche geholfen hat.

Herrn Prof. Dr. H. SCHAEFER danke ich für die überaus freundliche Aufnahme meiner Arbeit, und dem Verleger, Herrn Dr. A. HÜTHIG, nicht minder für sein Entgegenkommen bei der Drucklegung.

Erlangen, Frühjahr 1959

W. FRIK

Inhalt

I. Einleitung	1
II. Bedeutung und Entwicklung der Röntgendurchleuchtung	8
1. Die Stellung der Durchleuchtung in der medizinischen Röntgendiagnostik	8
2. Kritische Betrachtung der Vorzüge und Nachteile des Durchleuchtungs- verfahrens	10
3. Die technische Entwicklung der Röntgendurchleuchtung	15
4. Die Entwicklung von Bildverstärker-Systemen	19
III. Theoretische Grundlagen und Methodik	25
1. Physiologisch-optische Grundlagen für die Forderung nach Steigerung der Helligkeit des Durchleuchtungsbildes	25
2. Die Bedeutung der Fluktuationstheorie von ROSE für die Durchleuchtung	26
3. Die Definition des Begriffes „Detailerkennbarkeit“ bei der Durchleuchtung	29
4. Die Gestaltung von Phantomen für Durchleuchtungszwecke	32
5. Strahlengefährdung und Dosisangaben als Maßstab für die Belastung des Patienten	37
6. Praktische Durchführung und Auswertung der Phantomuntersuchungen, Dosis- und Leuchtdichtemessungen	40
IV. Untersuchungen und Ergebnisse	45
1. Versuchsanordnungen	45
2. Dosismessungen	57
3. Untersuchungen über die Detailerkennbarkeit mit Zink-Cadmium-Sulfid- Leuchtschirmen	62
a) Abhängigkeit der Detailerkennbarkeit von den Leuchtschirmeigenschaften	62
b) Detailerkennbarkeit und Dosis bei verschiedener Strahlenqualität und Schirmleuchtdichte	71
c) Abhängigkeit der Detailerkennbarkeit von der Brennfleckgröße	78
d) Einfluß des Vergrößerungsfaktors auf die Detailerkennbarkeit	79
e) Einfluß von Streustrahlenblenden auf die Detailerkennbarkeit	82
f) Unterschiede in der Detailerkennbarkeit bei verschiedenen Apparatetypen (Abhängigkeit von der Spannungsform)	84
g) Zur Bedeutung der schirmnahen und -fernen Detailanordnung am Phan- tomstreukörper	87
h) Einfluß der optischen Nachvergrößerung des Durchleuchtungsbildes auf die Detailerkennbarkeit	89
i) Einfluß einer gleichmäßigen Gesichtsfeldleuchtdichte auf die Detailerkenn- barkeit	91

k) Erkennbarkeit von Details, die die Röntgenstrahlen geringer als ihre Umgebung schwächen	92
l) Absolute Detailerkennbarkeit für LANDOLT'sche Ringe bei den Untersuchungsreihen 3a bis i	93
m) Erkennbarkeit kugelförmiger Details aus Plexiglas und aus Paraffin-Zucker-Mischung	97
n) Erkennbarkeit von Details mit flachem Kontrastgradienten	99
4. Untersuchungen über die Detailerkennbarkeit bei Benutzung eines elektronenoptischen Bildverstärkers	101
a) Detailerkennbarkeit bei verschiedener Strahlenqualität und Stromstärke	101
b) Abhängigkeit der Detailerkennbarkeit von der Brennfleckgröße	106
c) Einfluß des Vergrößerungsfaktors auf die Detailerkennbarkeit	108
d) Einfluß von Streustrahlenblenden auf die Detailerkennbarkeit	109
e) Absolute Detailerkennbarkeit für LANDOLT'sche Ringe bei den Untersuchungsreihen 4a bis d	111
f) Erkennbarkeit kugelförmiger Details aus Plexiglas	114
g) Erkennbarkeit von Details mit flachem Kontrastgradienten	115
5. Vergleichende Betrachtungen über Detailerkennbarkeit und Dosis bei Thoraxdurchleuchtungen mit und ohne Bildverstärker	117
V. Phantomuntersuchungen anderer Autoren über die Durchleuchtung	123
VI. Diskussion der Ergebnisse	137
VII. Zusammenfassung	150
VIII. Literatur	154

I. Einleitung

Als der Wiener Altmeister der klinischen Radiologie, GUIDO HOLZKNECHT, die dem Vorwort vorangestellten begeisterten Feststellungen über die Röntgendurchleuchtung niederschrieb [335], hatte die klinische Anwendung der Durchleuchtung in der Tat bereits einen außerordentlich hohen Stand erreicht. Die technische Entwicklung blieb dabei, gemessen an unseren heutigen Maßstäben, weit hinter den praktischen Erfolgen zurück. Es dauerte dann auch nicht mehr lange, bis das überwiegende Interesse der Radiologen durch erstaunlich schnelle und vielseitige Fortschritte bei den Aufnahmemethoden in ganz andere Richtungen gelenkt wurde. Die Arbeiten derjenigen Autoren, die sich auch zu dieser Zeit experimentell mit der Leistungsfähigkeit des Durchleuchtungsverfahrens beschäftigt haben, sind deshalb längst nicht so allgemein bekannt geworden, wie sie es auf Grund der großen Arbeitsleistung und der sorgfältig durchdachten Untersuchungen verdient hätten. Lediglich die Auseinandersetzung über den unterschiedlichen Wert von Durchleuchtung und Aufnahme in der Erfassung von Lungentuberkulosen hat schon damals ein größeres Echo gefunden.

Wenn wir nun heute unter dem Eindruck der Entwicklung von Bildverstärkern und der vermehrten Beachtung des Strahlenschutzes das Material überblicken, das uns bisher für eine exakte Beurteilung der Leistungsfähigkeit von Bildverstärkern zur Verfügung steht, so stoßen wir auf viele ungeklärte Fragen. Der praktische Wert der zur Zeit verfügbaren Bildverstärker für die medizinische Röntgendurchleuchtung wird bis jetzt recht unterschiedlich beurteilt. Allzu hochgespannten Erwartungen folgten bei der Erprobung am Patienten bald, je nach der Wahl des Anwendungsgebietes, mehr oder weniger große Enttäuschungen. Immerhin ließ sich sowohl im Experiment als auch in der Praxis eindeutig bestätigen, daß bei der Durchleuchtung durch die Benutzung von Bildverstärkern praktisch bedeutsame Erfolge erzielt werden können. Diese erstrecken sich sowohl auf einen Gewinn an Detailerkennbarkeit als auch auf eine Herabsetzung der Strahlenbelastung für Patient und Arzt.

Über die theoretischen Grundlagen für eine Verbesserung der Detailerkennbarkeit bei Verstärkung der Helligkeit des Durchleuchtungsbildes geben u. a. Arbeiten von CHAMBERLAIN [309], STURM und MORGAN [103], COLTMAN [52], FENNER, GABBERT und ZIMMER [63] sowie von JENSEN [73] ausreichende Auskunft. Die bisher von anderen Arbeitsgruppen veröffentlichten experimentellen Untersuchungen über die Detailerkennbarkeit bei der Durchleuchtung mit Bildverstärkern [384, 399, 406, 386, 72] gestatten dagegen noch kein endgültiges Urteil über den Umfang des Gewinnes, der mit den handelsüblichen elektronenoptischen Bildverstärkern in den verschiedenen Teilgebieten der medizinischen Röntgendurchleuchtung tatsächlich erreicht werden kann.

Die Autoren gehen bei ihren Phantomuntersuchungen sämtlich nur von sehr wenigen verschiedenen Durchleuchtungsbedingungen aus. Bei den Vergleichsuntersuchungen ohne Bildverstärker wird sogar jeweils nur eine einzige elektrische Einstellung benutzt, deren Auswahl nicht näher begründet und nicht immer unter dem Gesichtspunkt eines besonders günstigen Verhältnisses zwischen Detailerkennbarkeit und Dosis erfolgt ist. Hierdurch entstehen zwar für die Beurteilung der mit Bildverstärkern zu erreichenden Verbesserung der Detailerkennbarkeit nur geringe Fehler, jedoch lassen sich aus solchen Untersuchungen keine sicheren Schlüsse auf das mögliche Ausmaß der Dosisersparnis ziehen. Die bisherigen Untersuchungen können deshalb nur als Vergleich zwischen den von den Verfassern benutzten, nicht aber als Vergleich zwischen optimalen Durchleuchtungsbedingungen ohne und mit Bildverstärker gewertet werden.

Auch die vor der Einführung der Bildverstärker veröffentlichten experimentellen Arbeiten über die Detailerkennbarkeit bei der Durchleuchtung sind nicht so angelegt, daß sie Aussagen über die optimalen Durchleuchtungsbedingungen ermöglichen. Selbst die sehr sorgfältigen früheren Untersuchungen von BURGER und seiner Arbeitsgruppe [387–393, 317] berücksichtigen z. B. die Dosisverhältnisse weniger, als das nach unseren heutigen Anschauungen wünschenswert erscheint. Die Beziehungen zwischen Detailerkennbarkeit und Dosis sind aber so eng und vielfältig, daß eine getrennte Betrachtung beider Faktoren unweigerlich zu Fehlschlüssen führen muß.

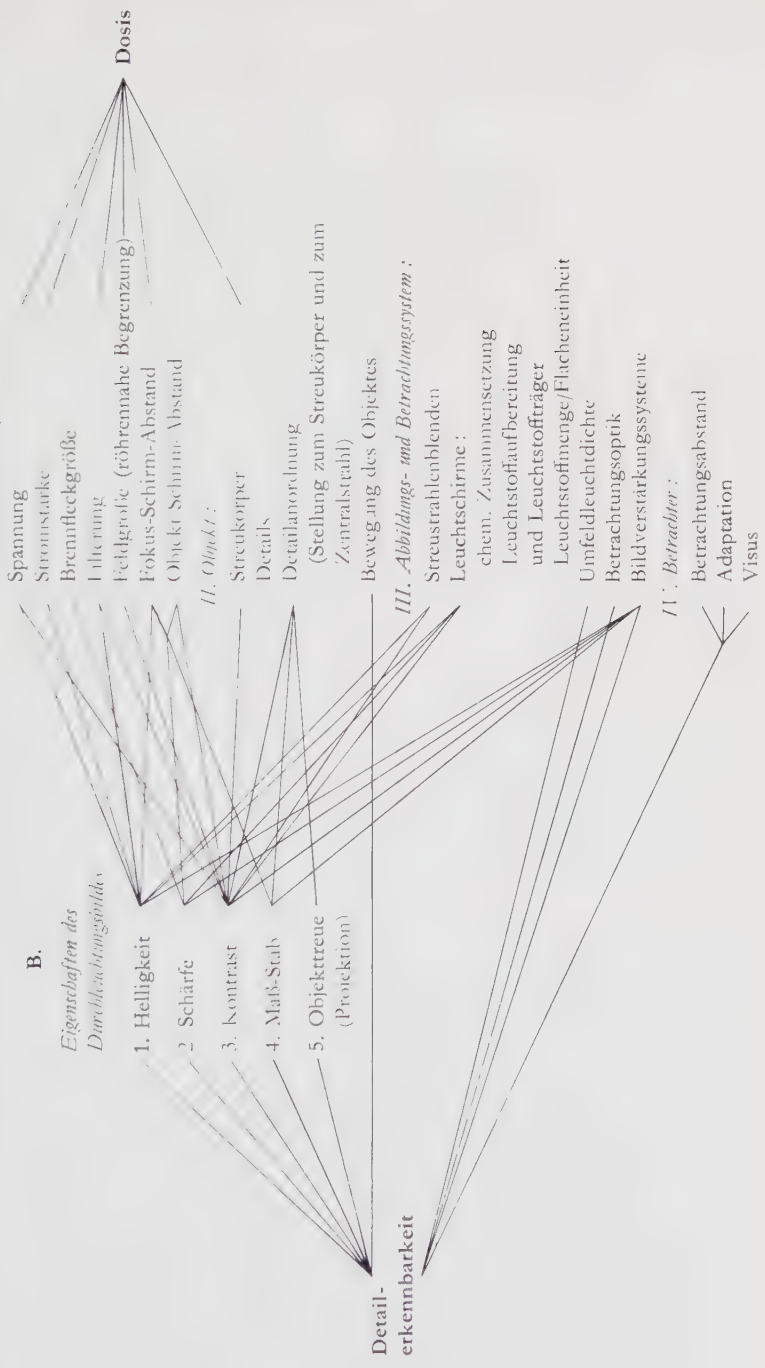
Tabelle 1 soll die vielfältigen Beziehungen darstellen, die zwischen den Durchleuchtungsbedingungen – im weitesten Sinne des Wortes – auf der einen Seite sowie der Detailerkennbarkeit und der Dosis auf der anderen Seite bestehen.

In der mittleren Spalte (A) werden alle Faktoren, die bei der Durchleuchtung nicht konstant sind oder willkürlich variiert werden können, aufgezählt. Diese sind von oben nach unten in vier Gruppen (A I bis IV) so geordnet, daß die Vorgänge bei der Durchleuchtung vom Apparat (A I) über die Strahlenquelle (A I) und, weiter in Richtung des Strahlenganges, über das Untersuchungsgerät (A I), Objekt (A II) und Abbildungssystem (A III) bis zum Betrachter (A IV) verfolgt werden können. Links davon sind die Eigenschaften des Durchleuchtungsbildes (B 1 bis 5) aufgeführt. Die äußeren Eckpfeiler der Tabelle bilden die Detailerkennbarkeit (links) und die Dosis (rechts). Eine weitere Aufgliederung des Dosisbegriffes in Haut-, Volumen- und Gonadendosis schien für diese Tabelle, die nur qualitative und keine quantitativen Zusammenhänge zeigen soll, nicht erforderlich. Die Verbindungslinien weisen auf die gegenseitigen Beziehungen zwischen den Faktoren hin.

Die Detailerkennbarkeit bei der Durchleuchtung ist sowohl von den Eigenschaften des Durchleuchtungsbildes als auch von den Eigenschaften des Betrachters abhängig (B und A IV). Die den Patienten treffende Dosis wird durch Qualität und Quantität der einfallenden Strahlung (A I) sowie durch die Schwächungsverhältnisse im Körper (A II) bestimmt. Ein Blick auf die Tabelle 1 zeigt, daß die Zahl der Faktoren, die die Eigenschaften des Durchleuchtungsbildes (B) beeinflussen, ungleich größer ist als die, die eine Änderung der Dosis hervorrufen. Helligkeit, Schärfe und Kontrast sowie auch der Maßstab des Durchleuchtungsbildes hängen sowohl von der nach Durchtritt durch das Objekt auf das Abbildungssystem fallenden Strahlung (A I und II) als auch von dem Abbildungssystem selbst

Tabelle 1 :

Beziehungen zwischen Detailerkennbarkeit, Dosis und Durchleuchtungsbedingungen.



(A III) ab. Die Faktoren der Gruppen A I und III stehen dabei zu allen genannten Qualitäten des Durchleuchtungsbildes (B 1 bis 5) in Beziehung, während die Schwächungsverhältnisse im Objekt nur auf die Helligkeit (B 1) und den Kontrast (B 3) Einfluß haben.

Von allen Punkten der Spalte A, die in Gruppe A I die Einstellung des Apparates und in Gruppe A II die Schwächung betreffen, führen Verbindungslinien nach *beiden* Seiten. Diese Faktoren beeinflussen also sowohl die Bildeigenschaften (B) als auch die Dosis (rechts). Die Zahl dieser Querverbindungen möge die starke Abhängigkeit der Detailerkennbarkeit von der Strahlenbelastung des Patienten deutlich machen.

Bei jedem Versuch, durch Änderung von Faktoren der Gruppe A I die Detailerkennbarkeit zu verbessern, muß man dementsprechend die Dosis berücksichtigen. Umgekehrt darf man auch die Dosis nicht herabsetzen, ohne gleichzeitig das Verhalten der Detailerkennbarkeit zu überprüfen. Dabei ist es aber falsch, die Zusammenhänge zwischen Dosis und Detailerkennbarkeit uneingeschränkt so aufzufassen, als ob eine Verringerung der Strahlenbelastung in allen Fällen bei Änderung der elektrischen Bedingungen, der Filterung oder der Abstandsbedingungen mit einer verminderten diagnostischen Ausbeute gleichbedeutend sei. Hier kann nur eine experimentelle Prüfung mit Phantomdurchleuchtungen, bei denen die Faktoren der Gruppe A I variiert und die der Gruppen A II bis IV konstant gehalten werden, im einzelnen eine Klärung bringen.

Die Aufgabenstellung für solche Untersuchungen kann allgemein so formuliert werden, daß diejenigen Durchleuchtungsbedingungen zu suchen sind, bei denen das Verhältnis zwischen der auswertbaren Information und der Patientendosis am günstigsten ist (OOSTERKAMP und TOL [93]). Dieses „optimale“ Verhältnis läßt sich aber nicht zahlenmäßig festlegen, da man Detailerkennbarkeit und Dosisverhältnisse nicht in der gleichen Dimension ausdrücken kann. Objektiv lassen sich also nur die Werte für beide Faktoren nebeneinander angeben, während die Wertung des Verhältnisses von subjektiven Momenten, insbesondere der gegenseitigen Abwägung von somatischer und genetischer Gefährdung durch geringe Strahlenmengen, abhängig ist.

Die Gesichtspunkte der Gruppe A II sind bei der Gestaltung der für die Untersuchungen erforderlichen Phantome zu berücksichtigen, über die in Kapitel III, Abschnitt 4, berichtet wird.

Alle Faktoren der Gruppe A III stehen nur mit den Eigenschaften des Durchleuchtungsbildes und nicht mit der Dosis in Zusammenhang. Durch Veränderungen des Abbildungssystems kann es demnach gelingen, ohne Änderung der Strahlenbelastung die Detailerkennbarkeit zu verbessern. Das Gleiche gilt für die in Gruppe A I genannte Brennfleckgröße der Röntgenröhre.

Es ist häufig versucht worden, den Einfluß der Eigenschaften des Abbildungssystems und der Brennfleckgröße auf die Detailerkennbarkeit bei der Durchleuchtung mit objektiven, vor allem photographischen und optisch-oder elektrisch-photometrischen Methoden zu klären. Der Wert solcher Un-

tersuchungen für die Beurteilung der Qualität von Abbildungssystemen ist unbestritten. Zur Abschätzung des praktischen Wertes der Leistungsfähigkeit von Abbildungssystemen bei der Durchleuchtung reichen die „objektiven“ Methoden aber nicht aus, da die Detailerkennbarkeit nicht nur von den Qualitäten des Durchleuchtungsbildes (B), sondern auch von den physiologisch-optischen Gegebenheiten (A IV) abhängt. Auch hierfür sind deshalb Phantomdurchleuchtungen, bei denen die Detailerkennbarkeit in dem tatsächlich bei der Patientendurchleuchtung vorhandenen Leuchtdichteniveau mit dem Auge des Untersuchers am Leuchtschirm beurteilt wird, besser geeignet als sogenannte „objektive“ Methoden.

Für vergleichende Phantomuntersuchungen über die Faktoren der Gruppe A III und über die Bedeutung der Fokusgröße (A I) ist es selbstverständlich, daß zunächst die übrigen Faktoren der Gruppe A I sowie die Faktoren der Gruppen A II und IV im Verlauf der Untersuchungen nicht variiert werden. Durch Änderungen des Abbildungssystems kann man allerdings unter Umständen die Detailerkennbarkeit so stark verbessern, daß das subjektiv zu ermessende optimale Verhältnis zwischen der auswertbaren Information und der Patientendosis erst dann erreicht wird, wenn die Patientendosis durch Änderung von Faktoren der Gruppe A I – unter Umständen sogar auf Kosten eines Teils der übrigen, durch die Verbesserung des Abbildungssystems erreichten Fortschritte – weiter herabgesetzt wird.

Wenn man die aus der Tabelle 1 ersichtlichen Zusammenhänge zwischen Durchleuchtungsbedingungen, Detailerkennbarkeit und Dosis unter dem Gesichtspunkt der Planung experimenteller Untersuchungen zusammenstellt, muß man sich darüber Rechenschaft ablegen, daß hierbei nur bedingt eine Vollständigkeit zu erreichen ist. Es ist durchaus denkbar, daß die Tabelle im Laufe der zukünftigen Entwicklung um wichtige Punkte erweitert werden muß, die heute noch unbekannt sind.

Zur Ermittlung der optimalen Durchleuchtungsbedingungen ist es notwendig, daß man alle variablen Faktoren, die in Spalte A der Tabelle nach dem derzeitigen Entwicklungsstand zusammengestellt sind, einzeln daraufhin überprüft, ob ihre Veränderung zu einer Verbesserung des Verhältnisses zwischen Detailerkennbarkeit und Dosis führt.

Als wichtigste Folgerung aus der Betrachtung der in Tabelle 1 aufgezeigten Zusammenhänge muß aber vor allem festgehalten werden, daß Phantomuntersuchungen über Detailerkennbarkeit und Dosis nur dann praktischen Wert haben, wenn alle in Spalte A genannten variablen Faktoren genau festgelegt sind.

Unter Berücksichtigung dieser Gesichtspunkte müssen wir feststellen, daß bis jetzt nicht einmal für die gewöhnliche Durchleuchtung ohne Bildverstärker ausreichend geklärt ist, wie weit sich die Durchleuchtungsdosis ohne Minderung der Detailerkennbarkeit herabsetzen läßt, und welche Durchleuchtungsbedingungen bei ausreichend kleiner Strahlenbelastung die besten Möglich-

keiten zur Erkennung kleiner Details ergeben. Damit fehlen gleichzeitig auch Grundlagen für eine objektive Wertung der Vorzüge des Bildverstärkers.

Diese Erkenntnis hat uns veranlaßt, unsere Phantomuntersuchungen zur Detailerkennbarkeit bei der Durchleuchtung, über die wir früher bereits unter dem Gesichtspunkt der Herabsetzung der Einfallsdosis am Patienten berichtet haben [326, 219], in größerem Rahmen und mit verbesserter Methodik wieder aufzunehmen. Wir haben uns dabei die Aufgabe gestellt, zunächst einmal durch Ermittlung der optimalen technischen Bedingungen bei der normalen Röntgendurchleuchtung eine verlässliche Ausgangsbasis für die Beurteilung der Bedeutung des Bildverstärkers zu schaffen. Untersuchungen über Einfallss- (Haut-), Volumen- und Gonadendosis müssen dabei die Prüfung der Detailerkennbarkeit ergänzen.

Man darf sich bei einem solchen Vorhaben nicht mit Untersuchungen bei verschiedenen Spannungen und Stromstärken begnügen, sondern muß auch den Einfluß möglichst zahlreicher anderer Faktoren (siehe Tabelle 1) in genügendem Umfang überprüfen. So haben wir unsere Untersuchungen unter anderem auch auf 4 verschiedene Filterungen, 3 Brennfleckgrößen, 3 unterschiedliche Abstandsbedingungen und 25 verschiedene Leuchtschirme ausgedehnt. Der Einfluß von Streustrahlenblenden, optischer Nachvergrößerung und Umfeldaufhellung auf die Detailerkennbarkeit wurde ebenfalls untersucht. Auch bei der Zusammenstellung der für die Untersuchungen benutzten Phantome haben wir uns nicht wie die meisten anderen Autoren auf scharf begrenzte Objektdetails verschiedener Größe und Schwächung beschränkt, sondern zusätzlich Detailformen mit flachen Kontrastgradienten untersucht. Hierbei standen uns insgesamt 5 nach verschiedenen Gesichtspunkten zusammengesetzte Phantome zur Verfügung.

Die Zahl der Kombinationsmöglichkeiten zwischen den genannten Faktoren ist so groß, daß auch wir uns bei der Variation der Untersuchungsbedingungen gewisse Beschränkungen auferlegen mußten. Wir haben deshalb zur Prüfung der Detailerkennbarkeit ausschließlich mit kleinem Feld durchleuchtet, dessen Größe so gewählt wurde, daß die Forderung nach ausreichender Übersicht über kleine Objektdetails ebenso gut wie die Forderung nach Verminderung der Streustrahlung und der Patientendosis erfüllt werden konnte. Übersichtsdurchleuchtungen mit großem Feld sind zwar bei der Untersuchung von Patienten zur einleitenden Orientierung über die topographischen Verhältnisse ebenfalls erforderlich, haben aber für die Erkennung kleiner Details auch im praktischen Betrieb gegenüber der Durchleuchtung mit enger Blende nur Nachteile. Bei der Wahl des Streukörpers und des Materials für die Testobjekte haben wir uns ebenfalls mit einheitlichen Bedingungen begnügt, die den Verhältnissen bei der Thoraxdurchleuchtung angepaßt wurden. Durch entsprechende Auswertung eigener Leuchtdichtemessungen können aus unseren Untersuchungen aber auch Schlüsse auf die Erkennbarkeit anderer Objekte bei den geprüften Durchleuchtungsbedingungen gezogen werden.

Unter Berücksichtigung der bei der gewöhnlichen Durchleuchtung gewonnenen Ergebnisse haben wir dann mit einem elektronenoptischen Bildverstärker ein ähnliches Untersuchungsprogramm durchgeführt. Hierbei haben wir uns bemüht, bei der Suche nach den günstigsten Durchleuchtungsbedingungen nicht nur die Detailerkennbarkeit und Dosis zu berücksichtigen, sondern auch durch einheitliche Filterung bei Durchleuchtung ohne und mit Bildverstärker dem Umstand Rechnung zu tragen, daß vorläufig aus technischen Gründen ein möglichst schneller Wechsel zwischen Durchleuchtung mit Bildverstärker und mit gewöhnlichem Leuchtschirm wünschenswert ist.

Da die Prüfung der Verhältnisse bei der Thoraxdurchleuchtung und analog bei anderen Durchleuchtungen innerer Organe die Grundlage unserer Untersuchungen darstellt, haben wir die Möglichkeit einer Herabsetzung der Detailerkennbarkeit zugunsten einer verringerten Strahlenbelastung bei der intraoperativen Durchleuchtung von Skelettabschnitten in unseren Experimenten mit dem Bildverstärker nicht erfaßt.

Je mehr Versuchspersonen zu Phantomuntersuchungen über die Durchleuchtung herangezogen werden, desto weniger werden die Ergebnisse durch die Schwankungsbreite der physiologisch-optischen Eigenschaften gestört. Wir konnten außer dem Verfasser 5 ärztliche Mitarbeiter der Röntgenabteilung als Versuchspersonen einsetzen, die insgesamt rund 90000 Einzeldetails beobachtet haben. Jede der Versuchspersonen hat neben der ununterbrochenen täglichen Untersuchungstätigkeit für die Klinik etwa so lange am Phantom durchleuchtet, wie es dem Arbeitsumfang während eines Monats klinischer Röntgentätigkeit entspricht.

Die große arbeitsmäßige Belastung der Versuchspersonen und der unvermeidliche Wechsel des ärztlichen Personals in einer Klinik-Röntgenabteilung setzen auch dem Umfang der experimentellen Untersuchungen eine Grenze, die vor allem eine nachträgliche Erweiterung des ursprünglichen Programms nur in sehr beschränktem Maß möglich macht. So können auch unsere Untersuchungen nicht für sich in Anspruch nehmen, vollständig zu sein, sondern wollen nur einen möglichst weitgespannten Überblick geben, der zur weiteren Durchdringung der berührten Probleme anregen soll. Die theoretischen Erörterungen über die experimentelle Methodik mögen dabei die Planung zukünftiger Untersuchungen über neue technische Entwicklungen bei der Röntgendurchleuchtung erleichtern.

Bevor wir über unsere eigene Untersuchungsergebnisse berichten, sollen Bedeutung und Entwicklung der Röntgendurchleuchtung sowie die Grundlagen experimenteller Untersuchungen über die Durchleuchtung besprochen werden. Wir haben uns dabei besonders um die Definition des Begriffes „Detailerkennbarkeit“ und um das Problem der Phantomgestaltung bemüht. In diesen beiden Punkten bestehen noch manche Unklarheiten und Verständigungsschwierigkeiten, zu deren Beseitigung wir durch die ausführliche Erörterung dieser Probleme einen Beitrag liefern wollen.

II. Bedeutung und Entwicklung der Röntgen- durchleuchtung

1. Die Stellung der Durchleuchtung in der medizinischen Röntgendiagnostik

Seit Beginn der Anwendung von Röntgenstrahlen in der Medizin stehen mit der Durchleuchtung und dem Aufnahmeverfahren zwei gleichberechtigte Methoden nebeneinander, von denen bis jetzt keine die andere verdrängen konnte. Der eingangs angeführte Ausspruch von HOLZKNECHT [335] hat dabei zum mindesten für die ersten Jahrzehnte der medizinischen Röntgendiagnostik uneingeschränkte Geltung: der Anteil der Durchleuchtung an den Erfolgen der Röntgenologie war größer als der des Aufnahmeverfahrens.

JASTROWITZ hat im Januar 1896, also nur etwas mehr als einen Monat nach RÖNTGENS erster Mitteilung über eine neue Art von Strahlen vor dem Berliner Verein für innere Medizin einen ersten umfassenden Überblick über die voraussichtliche diagnostische Bedeutung der Röntgenstrahlen gegeben und dabei auch die Durchleuchtung, die zunächst nur für die Untersuchung von Extremitäten brauchbar war, besprochen [10]. Im April des gleichen Jahres konnte SCHÄFER vor demselben Gremium den ersten bedeutsamen Erfolg einer Röntgendurchleuchtung des Rumpfes mitteilen [18]: er hatte nämlich mit einem von BUKA hergestellten Leuchtschirm bei der Durchleuchtung eines Patienten außer dem Herzschatten auch die Rippen und die Wirbelsäule erkennen können! Nur zwei Monate später berichtete dann STRAUSS [19], daß er auf dem Leuchtschirm einen Mediastinaltumor erkannt habe. Damit hatte die Durchleuchtung erstmalig zur Entdeckung pathologischer Veränderungen an inneren Organen geführt. GRUNMACH, der erste Leiter eines „Universitäts-Institutes für Untersuchungen mit Röntgenstrahlen“ war in den folgenden Monaten der eifrigste Förderer der Durchleuchtung innerer Organe in Berlin [6, 21]. In anderen europäischen medizinischen Zentren und bald auch in Übersee führte die Entwicklung der nächsten Jahre in ähnlicher Weise zu einer hohen Einschätzung des Wertes der Röntgendurchleuchtung. Die Untersuchung der Brust- und Baueingeweide hat sich schnell als wichtigstes Anwendungsgebiet der Röntgendurchleuchtung herausgestellt.

HOLZKNECHT legte seine Erfahrungen mit der Durchleuchtung der Brustorgane bereits 1901 in einer umfassenden Monographie nieder [8]. Der Inhalt dieses Buches zeigt, daß die Durchleuchtung ohne Kontrastmittel schon damals einen überraschend hohen medizinischen Leistungsstand erreicht hatte. Als man lernte, nicht schattengebende Hohlorgane mit Kontrastmitteln sicht-

bar zu machen, dehnte sich das Anwendungsgebiet der Röntgendurchleuchtung auf eine immer größere Zahl von Organsystemen aus. Durchleuchtungen des Magendarmtraktes (RIEDER [16], BRAUNER [2], HAENISCH [7]) und des Bronchialsystems (LOREY [14] u. a.) wurden zu unentbehrlichen Routinemethoden, zumal bald durch die Konstruktion entsprechender Untersuchungsgeräte die Anfertigung gezielter Aufnahmen in schnellem Wechsel mit der Durchleuchtung möglich geworden war.

Später wurde die Durchleuchtung dann auch bei denjenigen Kontrastmitteluntersuchungen eingeführt, bei denen das Kontrastmittel durch Exkretion in die betreffenden Hohlorgane gelangt. Die Durchleuchtungsbeobachtung der mit Kontrastmittel gefüllten Gallenblase (SANDSTRÖM [17], KOMMERELL [11]) hat sich allmählich nicht nur in Schweden und Deutschland durchgesetzt. In den letzten Jahren findet auch die Röntgenpyeloskopie (EISLER [13], LEB [12]) immer mehr Anwendung in der Praxis, nachdem PRÉVÔT [15] sie für die intravenöse Pyelographie erneut propagiert hat. Bei der Myelographie und bei der Hysterosalpingographie verzichtet man nur selten auf die Durchleuchtung. Für den Herzkatheterismus ist sie seit den grundlegenden Untersuchungen von FORSSMANN [4] unentbehrlich.

Der Umstand, daß immer noch versucht wird, der Röntgendurchleuchtung neue Anwendungsgebiete zu erschließen, zeigt deutlich, daß deren Bedeutung durch die fortschreitende Entwicklung der röntgenologischen Aufnahmeverfahren nicht wesentlich vermindert worden ist. Das Durchleuchtungsverfahren hat seine Stellung im Rahmen der medizinischen Röntgendiagnostik nicht nur dort, wo es – wie in Deutschland – unter dem Einfluß der Wiener Schule schon frühzeitig besonders geschätzt wurde, uneingeschränkt bewahren können, sondern wird z. B. auch in den Vereinigten Staaten von Nordamerika, in denen es lange Zeit weniger beachtet wurde, von einsichtigen und ärztlich denkenden Radiologen in den letzten zehn bis fünfzehn Jahren wieder in größerem Umfang angewandt [85].

Es wäre müßig, in dem hier gegebenen Rahmen für jeden einzelnen Untersuchungstyp zu diskutieren, ob und in welchem Umfang die Anwendung der Röntgendurchleuchtung dabei neben den Aufnahmeverfahren zweckmäßig ist. Die Frörterungen im folgenden Abschnitt geben genügende Grundlagen für die Entscheidung dieser Frage in jedem einzelnen Fall. Bei aller berechtigten Wertschätzung der Durchleuchtung darf aber nicht verhehlt werden, daß die Röntgendurchleuchtung als alleiniges Untersuchungsverfahren, d. h. ohne vorangegangene oder ergänzende Aufnahmen, heutzutage nur noch in ganz wenigen Fällen, wie z. B. bei Stellungskontrolle von Frakturen, als ausreichende und kunstgerechte Untersuchung angesehen werden kann.

2. Kritische Betrachtung der Vorzüge und Nachteile des Durchleuchtungsverfahrens

Wenn man versucht, den Wert der Röntgendurchleuchtung durch einen Vergleich mit den bei Röntgenaufnahmen gegebenen Möglichkeiten abzuschätzen, so stößt man auf eine Reihe von Punkten, in denen das Durchleuchtungsverfahren besser, aber auch auf andere, in denen es deutlich unterlegen ist. Über die praktische Bedeutung der einzelnen Vorteile und Mängel der Durchleuchtung liest man in der Literatur sehr unterschiedliche Urteile, wobei subjektive Gesichtspunkte offensichtlich gelegentlich stärker als wünschenswert in den Vordergrund treten.

Hinsichtlich der Strahlenbelastung von Patient und Arzt steht es zweifellos fest, daß die Verhältnisse bei der Durchleuchtung in jedem Fall ungünstiger als bei Aufnahmen sind. Diese Feststellung hat aber nur dann praktische Bedeutung, wenn man Durchleuchtung und Aufnahme ausschließlich als konkurrierende Verfahren ansieht und ihnen nicht die Rolle einer gegenseitigen Ergänzung zubilligt.

Will man klären, ob eine solche Ergänzung zu Recht anzunehmen ist, so betrachtet man die Eigenheiten des Durchleuchtungsverfahrens zweckmäßigerweise unter dem Gesichtspunkt, ob sie grundsätzlich oder nur graduell von denen der Aufnahmeverfahren verschieden sind.

Die Qualitäten der Durchleuchtung, in denen sich diese grundsätzlich von der Aufnahmetechnik unterscheidet, werden in der Regel durch die Wahl der Durchleuchtungsbedingungen und durch den technischen Entwicklungsstand nicht beeinflußt. Da man sie im großen und ganzen nur qualitativ und nicht quantitativ beurteilen kann, wird die Einschätzung ihrer Bedeutung allerdings immer bis zu einem gewissen Grad subjektiv bleiben. Im Gegensatz dazu sind graduelle Unterschiede zwischen beiden Verfahren einer objektiven Messung durch quantitative Methoden zugänglich. Solche Untersuchungen können dann auch Auskunft darüber geben, wie weit sich diese Unterschiede durch technische Verbesserungen ausgleichen lassen. Unsere Betrachtungsweise, mit Trennung der grundsätzlichen von den graduellen Unterschieden zwischen Durchleuchtung und Aufnahme, ermöglicht es gleichzeitig, diejenigen Vorzüge und Nachteile des Durchleuchtungsverfahrens herauszustellen, über deren Ausmaß quantitative experimentelle Untersuchungen Aufschluß geben können.

Als Vorzug der Durchleuchtung wird angesehen, daß diese eine Reihe von diagnostischen Möglichkeiten bietet, die bei Röntgenaufnahmen ohne Durchleuchtungskontrolle entfallen: Außer bei der Röntgenkinematographie kann man nur bei der Durchleuchtung Bewegungsvorgänge unmittelbar beobachten. Jede auf dem Leuchtschirm erkennbare anatomische Einzelheit läßt sich durch Wahl einer geeigneten Durchstrahlungsrichtung und Abwarten einer geeigneten Phase eines etwaigen Bewegungsablaufes so projizieren, daß sie auf ge-

zielten Aufnahmen klarer dargestellt werden kann, als das bei Aufnahmen ohne vorherige Durchleuchtung möglich ist. Dieser Vorteil des Durchleuchtungsverfahrens macht es nach unserer Anschauung für die röntgenologische Beurteilung kompliziert geformter innerer Organe unentbehrlich, insbesondere dann, wenn diese noch dazu – wie die intraabdominalen Teile des Magen-darmtraktes – verschieblich sind.

Außerdem gelingt es bei der Durchleuchtung ohne besondere optische Hilfsmittel, einen räumlichen Eindruck von dem untersuchten Objekt zu erhalten. Die räumliche Wahrnehmung entsteht dabei durch die psychologische Verarbeitung der bei Drehung des Patienten sichtbaren gegenläufigen Bewegungen verschiedener Objektteile auf dem Leuchtschirm. Durch Kombination dieser Gesichtseindrücke mit dem Muskelsinn kann der Durchleuchter den räumlichen Eindruck noch wesentlich verbessern, wenn er den Patienten selbst anfaßt und dreht. In diesem Punkt ist die Durchleuchtung auch der Röntgenkinematographie überlegen. Eine weitere Anwendung der Kombination des Gesichtseindrucks mit anderen Sinnesempfindungen stellt die Palpation unter Durchleuchtungskontrolle dar, ein Verfahren, das bei ausreichender Beachtung der notwendigen Strahlenschutzmaßnahmen ebenfalls geeignet ist, den Wert der Durchleuchtung zu erhöhen. Die beiden zuletzt genannten Teile der Durchleuchtungsuntersuchung erfordern einen direkten räumlichen Kontakt zwischen Untersucher und Patient. Diese Notwendigkeit werten wir keineswegs als Nachteil, sondern sehen in ihr wesentlichen Vorzug, der die Röntgendurchleuchtung vor den röntgenologischen Aufnahmeverfahren auszeichnet.

Ärztliche und menschliche Beziehungen zwischen dem Patienten und dem Radiologen entstehen bei der Röntgendurchleuchtung in viel reicheren Maß als bei routinemäßigen Röntgenaufnahmen. Während vor Röntgenaufnahmen gewöhnlich nur eine Befragung des Patienten und eine kurze orientierende Untersuchung mit Inspektion und Palpation durch den Radiologen erfolgt, ist die Durchleuchtung eine vom Anfang bis zum Ende persönliche ärztliche Leistung. Der Eindruck, den der Radiologe dabei von seinem Patienten bekommt, ist viel unmittelbarer und umfassender, als das bei der Anordnung und späteren Beurteilung von Aufnahmen möglich ist. Auch der Patient versteht oft nur bei der Durchleuchtung, daß der ihn untersuchende Radiologe Arzt und nicht Techniker ist, oder – anders ausgedrückt –, daß der Kranke fachärztlich untersucht und nicht nur einem technischen Hilfsverfahren unterworfen wird.

Da bei unseren experimentellen Untersuchungen nur von den technischen, physikalischen, physiologischen und biologischen Problemen der Röntgendurchleuchtung die Rede sein wird, sei die Bedeutung, die der Durchleuchtung im Rahmen der röntgendiagnostischen Maßnahmen für das Verhältnis des Röntgenarztes zum Patienten zukommt, hier mit besonderer Eindringlichkeit betont! Es ist bemerkenswert, daß jetzt auch in Amerika die Durch-

leuchtung gerade unter diesem Gesichtspunkt wieder stärker propagiert wird (MORGAN und ROACH [85]).

Als weitere Vorteile der Durchleuchtung werden gewöhnlich die Billigkeit und die technisch einfach erscheinende Durchführung der Untersuchung genannt. Die Billigkeit kann aber nur für solche Fälle wirklich als Vorzug anerkannt werden, in denen die diagnostische Ausbeute nicht schlechter und die Strahlenbelastung nicht größer als bei teureren, den gleichen Zweck erfüllenden Methoden ist. Die leicht zu erlernende technische Handhabung der Durchleuchtung verführt gelegentlich zu einer Unterbewertung der diagnostischen Schwierigkeiten und der Strahlengefährdung, so daß hierin sogar eine gewisse Gefahr zu sehen ist. Bei der Bewertung dieser beiden angeblichen Vorzüge der Durchleuchtung erscheint also vom ärztlichen Standpunkt aus eine gewisse Zurückhaltung angebracht.

Die übrigen hier genannten Vorteile des Durchleuchtungsverfahrens, die sich auf die diagnostischen Möglichkeiten und das Verhältnis zwischen Arzt und Patient erstrecken, müssen dagegen uneingeschränkt anerkannt werden und haben größte praktische Bedeutung. Sie sind nicht von der Wahl bestimmter Durchleuchtungsbedingungen oder von besonderen apparativen Voraussetzungen abhängig, sondern sind nur an die Methode als solche gebunden. Man kann also diese Vorzüge durch Änderungen der Durchleuchtungsbedingungen voraussichtlich nicht nennenswert weiter steigern. Andererseits muß man aber auch darauf achten, daß sie durch neue technische Einrichtungen nicht eingeschränkt werden. So behindert z. B. die Länge des Vacuumgefäßes an elektronenoptischen Bildverstärkern spürbar den räumlichen Kontakt zwischen Arzt und Patient. Es sind deshalb schon vielfältige Bemühungen unternommen worden, um die Vorteile, die der Bildverstärker in anderer Hinsicht aufweist, hierdurch nicht zu gefährden.

Die tatsächliche Bedeutung der Punkte, in denen eine Unterlegenheit der Durchleuchtung gegenüber dem Aufnahmeverfahren angenommen wird, läßt sich am besten beurteilen, wenn man diese nach der Art ihrer Auswirkung ordnet. Als Nachteile der Durchleuchtung werden angesehen:

1. für den Patienten:

Stärkere Gefährdung durch Röntgenstrahleneinwirkung, da bei der Durchleuchtung für eine gleich gute Ausnutzung des vorhandenen Informationsumfanges eine höhere Dosis als bei Aufnahmen erforderlich ist.

2. für das diagnostische Ergebnis:

- a) Beschränkte Detailerkennbarkeit wegen mangelhafter Seheigenschaften des Auges bei geringer Helligkeit des Durchleuchtungsbildes,
- b) Unvollkommene Analyse schnell ablaufender Bewegungsvorgänge, ebenfalls aus physiologisch-optischen und gleichzeitig auch aus psychologischen Gründen.

3. für den Untersucher:

- a) Strahlenbelastung durch Aufenthalt im Untersuchungsraum,
 - b) Notwendigkeit der Dunkeladaptation wegen geringer Helligkeit des Leuchtschirmbildes,
 - c) Ermüdung wegen des Arbeitens im Dunkeln und wegen Betrachtung von Bildern geringer Leuchtdichte mit erheblicher Anstrengung der Konvergenz.
4. für die Übermittlung des Untersuchungsergebnisses an Dritte und für die Verlaufsbeobachtung:
Fehlen eines objektiven Dokuments über das Untersuchungsergebnis.

Von den Punkten 3 und 4 verdient lediglich die Strahlenbelastung des Durchleuchters stärkere Beachtung. Sie läßt sich aber durch entsprechende Schutzmaßnahmen auf ein tragbares Maß herabsetzen. Hierzu ist allerdings erforderlich, daß der Radiologe nicht nur allgemein über die Strahlengefährdung bei der Durchleuchtung unterrichtet ist, sondern die besonderen Gefahrenpunkte an jedem einzelnen Untersuchungsgerät und in jedem einzelnen Durchleuchtungsraum genau kennt. Er sollte zu diesem Zweck dazu unbedingt Höhe und Richtungsmaxima der Streustrahlung in seinen Durchleuchtungsräumen kennen [349, 213, 291].

Maßnahmen, die die Strahlenbelastung der Patienten vermindern, wirken sich oft auch für den Untersucher im gleichen Sinn aus [349]. Wenn man jedoch die Haut- und Volumendosis für den Patienten durch Verwendung einer härteren und homogenen Strahlung herabsetzt, nimmt die Streustrahlung im Raum und damit die Strahlenbelastung des Untersuchers bei gleicher Feldgröße sogar zu [219, 291]. Die Strahlenbelastung des Untersuchers stellt demnach auf jeden Fall einen echten und grundsätzlichen Nachteil der Durchleuchtung gegenüber dem Aufnahmeverfahren dar. Da ihr Umfang aber von den Durchleuchtungsbedingungen abhängt, steht sie mit den graduellen Unterschieden in Zusammenhang und muß bei der Planung von Untersuchungen zur Feststellung der optimalen Durchleuchtungsbedingungen wenigstens soweit berücksichtigt werden, als das im Hinblick auf das diagnostische Ergebnis und die Belastung der Patienten möglich ist.

Daß die Notwendigkeit der Dunkeladaptation vielfach als besonders wichtiges Argument gegen die Durchleuchtung angesehen wird, ist verwunderlich, wenn man bedenkt, daß z. B. der Chirurg ohne Klagen etwa die gleiche Zeit für die Händedesinfektion aufwendet wie der Radiologe für die Adaptation. Der Ruf nach Abkürzung der Adaptationszeit ertönt bei solchen Ärzten am lautesten, die versuchen, Röntgenuntersuchungen neben den Untersuchungsverfahren ihres eigenen Fachgebietes in der Praxis zusätzlich selbst auszuführen. Auch der als Vergleich genannte Zeitaufwand für die Händedesinfektion wird am meisten von solchen Ärzten bemängelt, die nur gelegentlich chirurgische Eingriffe ausführen. Der Spezialist erkennt dagegen die Notwendigkeit eines gewissen Zeitaufwandes im Bewußtsein der Bedeutung einer

sorgfältigen Durchleuchtungs- bzw. Operationsvorbereitung ohne weiteres an. So wird der Radiologe es zwar begrüßen, wenn durch entsprechende Erhöhung der Leuchtschirmhelligkeit die Notwendigkeit der Dunkeladaptation vor der Durchleuchtung wegfallen sollte. Er wird aber die Durchleuchtung im hellen Raum nur dann fordern, wenn er sicher weiß, daß er dafür keine diagnostischen oder sonstigen Nachteile eintauscht.

Ob die Ermüdung, die ebenfalls als Argument gegen die Durchleuchtung hingestellt wird, bei der Durchleuchtung eines einzelnen Patienten tatsächlich größer ist als bei diagnostischen und therapeutischen Maßnahmen anderer Fachgebiete, erscheint zum mindesten fraglich. Die Ermüdung tritt bei Röntgendurchleuchtungen nur dann stärker in Erscheinung, wenn der Radiologe gezwungen ist, eine besonders große Zahl von Patienten in einem Arbeitsgang zu untersuchen, oder wenn der Durchleuchtungsraum schlecht belüftet ist. Die Ermüdung des Radiologen ist also kein grundsätzliches Phänomen, sondern hängt von den Arbeitsbedingungen ab, die durch entsprechende organisatorische und bauliche Maßnahmen gebessert werden können.

Der Mangel eines objektiven Dokumentes für den Durchleuchtungsbefund läßt sich, sofern es sich nicht um die Darstellung von Bewegungsvorgängen handelt, ohne Schwierigkeiten durch die anschließende Anfertigung von Röntgenaufnahmen beheben. Bei Bewegungsvorgängen wird man sich allerdings oft noch mit deren Beschreibung im Befund begnügen, da ihre röntgenkinematographische Registrierung vorläufig in den meisten Fällen noch einen erheblichen Aufwand erfordert. Die Möglichkeit, den bei der Durchleuchtung erhobenen Befund mit Aufnahmen festzuhalten, ist vor allem im Hinblick auf Verlaufsbeobachtungen sehr wichtig und erfreulich.

Die Bedeutung der dokumentarischen Festlegung für die Übermittlung von Röntgenbefunden an Dritte darf hingegen nicht überschätzt werden. Wenn man bei fachärztlichen Untersuchungen anderer Fachgebiete ohne objektives Dokument auskommt, kann man das Fehlen eines solchen nicht als einen schwerwiegenden Nachteil der Röntgendurchleuchtung ansehen. Es ist nicht recht verständlich, warum in dieser Beziehung an die Radiologie weitergehende Forderungen als an andere Fachgebiete gestellt werden sollen. – Daß der Radiologe andererseits auch wegen der besseren Detailerkennbarkeit vorläufig nur selten auf die Anfertigung von Aufnahmen neben der Durchleuchtung verzichten kann, steht mit dem Problem der Übermittlung des Befundes in keinem Zusammenhang.

Die Mängel, die der Röntgendurchleuchtung für den Untersucher und die Übermittlung des Untersuchungsergebnisses anhaften, sind also mit Ausnahme der Strahlenbelastung des Untersuchers wenig bedeutsam. Wir haben zudem bei ihrer Erörterung feststellen können, daß sie, obgleich sie z. T. grundsätzliche Unterschiede gegenüber dem Aufnahmeverfahren darstellen, nicht unabänderliche Eigenschaften sind, sondern durch technische Maßnahmen gemildert oder beseitigt werden können.

Wesentlich größere Bedeutung muß den Grenzen der diagnostischen Erzielbarkeit des Durchleuchtungsverfahrens und der Strahlengefährdung der Patienten zugemessen werden. So ist es z. B. ein nicht zu beseitigender Nachteil der Durchleuchtung, daß die Analyse schnell ablaufender Bewegungsvorgänge bei der Durchleuchtung nur unvollkommen gelingt. Da das Wesen der Durchleuchtung ja in der direkten Beobachtung des Kranken besteht, entfällt auch die bei Serien- bzw. Kinaufnahmen gegebene Möglichkeit, durch Ausnutzung des Zeitlupeneffektes die Beobachtung zu erleichtern. Für diesen Zweck ist also das Aufnahmeverfahren der Durchleuchtung grundsätzlich überlegen. Die Röntgenkinematographie bietet darüber hinaus die Möglichkeit, einmal aufgenommene Bewegungsvorgänge wiederholt zu betrachten, ohne den Patienten erneut einer Strahlenbelastung auszusetzen.

Die wichtigsten Nachteile der Durchleuchtung gegenüber der Aufnahme stellen jedoch die vorwiegend physiologisch-optisch bedingten engeren Grenzen der Detailerkennbarkeit und die oben bereits genannte höhere Strahlenbelastung dar. In diesen beiden Punkten unterscheidet sich die Durchleuchtung allerdings nur graduell von den Verhältnissen bei Röntgenaufnahmen. Detailerkennbarkeit und Dosis können im übrigen in erheblichem Umfang durch technische Änderungen der Durchleuchtungsbedingungen variiert werden. Auf jeden Fall ist die Durchleuchtung aber bis jetzt im Hinblick auf diese beiden Eigenschaften den Aufnahmen eindeutig unterlegen. Die Erkenntnis dieser Nachteile darf indessen nicht dazu verführen, die Vorzüge des Durchleuchtungsverfahrens unausgenützt zu lassen. Man muß vielmehr die Folgerung daraus ziehen, daß es nur dann möglich ist, Vor- und Nachteile der Durchleuchtung im Einzelfall gegeneinander abzuwägen, wenn man exakte quantitative Kenntnisse über Bildqualität und Strahlenbelastung besitzt. Ist man dabei sicher, daß man mit den bestmöglichen Durchleuchtungsbedingungen arbeitet, so kann man sich mit gutem Gewissen die diagnostischen Vorzüge der Durchleuchtung zunutzmachen.

Die vorstehenden Erörterungen haben gezeigt, daß Detailerkennbarkeit und Dosisverhältnisse tatsächlich die einzigen Eigenschaften des Durchleuchtungsverfahrens sind, bei denen eine exakte Messung sinnvoll und möglich ist. Wir sehen hierin eine Bestätigung für die Richtigkeit unseres Vorhabens, durch die Prüfung dieser beiden Eigenschaften von einer subjektiven zu einer objektiven Wertung der Leistungsfähigkeit der Röntgendurchleuchtung ohne und mit Bildverstärker zu gelangen.

3. Die technische Entwicklung der Röntgendurchleuchtung

Im Gegensatz zu der praktischen Anwendung hat die technische Entwicklung des Durchleuchtungsverfahrens jahrzehntelang nur sehr langsame Fortschritte gemacht. Diese Diskrepanz ist darauf zurückzuführen, daß die Vielzahl der diagnostischen Erkenntnisse bei der Röntgendurchleuchtung zunächst

so stark im Vordergrund stand, daß der Blick von den technischen Problemen abgelenkt wurde, zumal diese anfänglich die diagnostische Ausbeute nicht nennenswert zu beeinträchtigen schienen. Deshalb wurden auch längere Zeit keine größeren Anstrengungen unternommen, um die Grenzen der Leistungsfähigkeit des Verfahrens mit technischen Mitteln auszuweiten.

So wurden zur Verbesserung der Bildgüte bei der Durchleuchtung zunächst lediglich einige für die Aufnahmetechnik entwickelte Methoden – fokusnahe und fokusferne Blendenanordnungen – übernommen [200, 237]. Nur ein einziger weiterer Gedanke zur Verbesserung des Durchleuchtungsbildes ist aus den ersten Jahren der Röntgenologie noch erwähnenswert: P. KRAUSE empfahl 1907, bei der Durchleuchtung den Schirm 1 bis 2 m vom Patienten zu entfernen, weil dadurch „die Schattenunterschiede feiner“ würden [36]. Bei dem damaligen Stand der Röhren- und Leuchtschirmentwicklung wurden aber die Vorteile der von KRAUSE angegebenen Abstandsdurchleuchtung durch die bei der Vergrößerung des Objekt- und Fokus-Schirm-Abstandes unvermeidliche Verminderung der Bildschärfe und -helligkeit wieder aufgehoben. Die Methode konnte sich deshalb seinerzeit nicht durchsetzen. Sie wird erst in den letzten Jahren – nach Einführung der Feinstfokusröhren – erneut, allerdings mehr unter dem Gesichtspunkt der Vergrößerung als unter dem der Kontrastverbesserung, ernsthaft diskutiert [390, 357].

Röntgenverbrennungen nach Durchleuchtungen lenkten bereits am Anfang dieses Jahrhunderts den Blick auf die Gefährdung von Arzt und Patient. Strahlenschutzmaßnahmen verschiedener Art wurden daraufhin vorgeschlagen [218, 232, 237 u. a.]. Da man aber bei den Bemühungen um den Schutz der Patienten zunächst nur an die Vermeidung sichtbarer Hautschäden dachte, wurden bei weitem nicht alle bereits damals gegebenen technischen Möglichkeiten zur Dosisherabsetzung bei der Durchleuchtung ausgenutzt. Die Wahl der Durchleuchtungsspannung und -stromstärke erfolgte fast ausschließlich unter dem Gesichtspunkt der Bildgüte und nicht unter dem der Strahlenbelastung.

Leistungsfähigkeit und Mängel des Durchleuchtungsverfahrens wurden anfänglich nur rein empirisch beurteilt. Vor etwa dreißig Jahren erschienen dann die ersten Mitteilungen über exakte experimentelle Untersuchungen bei der Durchleuchtung, die gleichzeitig die Grundlage für technische Verbesserungsvorschläge darstellten. STUMPF bewies durch Messungen der Schirmhelligkeit und durch einfache Phantomuntersuchungen, daß man bei der Durchleuchtung infolge der geringen Helligkeit des Bildes erhebliche Einbußen an Sehschärfe und Unterschiedsempfindlichkeit gegenüber den Verhältnissen bei der Betrachtung von Röntgenbildern in Kauf nehmen muß [185–188]. In der Annahme, daß eine Verzehnfachung der Helligkeit schon eine spürbare Verbesserung der Scheigenschaften ergeben müsse, schlug er vor, die Stromstärke bei der Durchleuchtung für kurze Zeiten entsprechend zu erhöhen. Nur ein kleiner Teil der Radiologen folgte aber seiner Anregung, da – nur teilweise be-

rechtigte – Befürchtungen hinsichtlich einer Verstärkung der Strahlenbelastung durch das STUMPFsche Verfahren geäußert wurden.

Fast gleichzeitig mit STUMPF hatte nämlich K. FRIK [217] als erster Dosismessungen bei Röntgendurchleuchtungen und -aufnahmen veröffentlicht. K. FRIK konnte dabei beweisen, daß die Strahlenbelastung bei Durchleuchtungen eine wesentlich größere Gefahr als bei Aufnahmen darstellt. Er empfahl deshalb auch eine verstärkte Vorfilterung bei der Durchleuchtung und zeigte, daß man hierdurch die Hautdosis ohne merkliche Bildverschlechterung bedeutend vermindern könne. Leider fanden diese experimentell begründeten Vorschläge in der Praxis keinen entsprechenden Widerhall, obgleich sie später von anderen Autoren, vorwiegend von Physikern, unter Bestätigung der FRIKschen Untersuchungsergebnisse mehrfach wiederholt wurden [265, 225, 260].

Von ärztlicher Seite wurden in den folgenden Jahren bis zum zweiten Weltkrieg nur noch wenige weitere experimentelle Beiträge zu den Grundlagen der Durchleuchtung geliefert (DE FINE-LICHT [338, 339], CHRISTENSEN [141, 315], v. ROSEN [358], AXEN [385]). Diese Arbeiten beschäftigen sich im wesentlichen nur mit der Beurteilung der damaligen Leistungsfähigkeit und nicht mit der Verbesserung des Durchleuchtungsverfahrens. Auch die zahlreichen Veröffentlichungen über den Vergleich der praktischen Ergebnisse von Lungendurchleuchtungen und Lungenaufnahmen bei der Diagnostik der Lungentuberkulose [Lit.-Verz., Abschn. m] ergaben keine neuen Gesichtspunkte zur Vervollkommenung der Durchleuchtung.

So erhielt die Industrie lange Jahre hindurch aus der röntgenologischen Forschung und Praxis kaum Anregungen für die technische Weiterentwicklung des Durchleuchtungsverfahrens. Aus eigener Initiative beschäftigte sich die Industrie auf diesem Gebiet vorwiegend mit der Verbesserung der Leuchtstoffe für die Durchleuchtungsschirme.

Das ursprünglich verwendete Barium-Platin-Cyanür wurde schon nach wenigen Jahren endgültig durch andere Leuchtstoffe ersetzt, von denen zunächst der künstliche Willemit (Zinksilikat) die weiteste Verbreitung fand. Einen sehr erheblichen Fortschritt bedeutete dann die Einführung des silberaktivierten Zink-Cadmium-Sulfids. KLUG berichtete 1937 über vergleichende Messungen an handelsüblichen Durchleuchtungsschirmen [34, 35] und konnte dabei zeigen, daß die Helligkeit der Zink-Cadmium-Sulfid-Schirme bei gleicher auftreffender Dosis drei- bis viermal größer als die der Willemit-Schirme war. Seit diesem Zeitpunkt konnte die Helligkeit der Zink-Cadmium-Sulfid-Schirme nochmals ungefähr verdreifacht werden. Auch in anderer Hinsicht – Anklingzeit, Nachleuchtzeit, Lichtstreuung im Schirm – wurden die Leuchtschirme weiter verbessert. Dagegen ist es nicht gelungen, die Gradation der Leuchtschirme ähnlich wie bei den Fotoemulsionen zu variieren. WINTZ und RUMP hatten schon 1926 gezeigt, daß die Fluoreszenz der verfügbaren Leuchtschirme einfach proportional mit der eingestrahnten Röntgenstrahlenenergie

ansteigt [45, 46]. Zwei Jahre später haben GLOCKER, KAUPP und WIDMANN theoretisch begründet, daß diese Feststellung für alle in Frage kommenden Leuchtstoffe gilt [29].

Außer der Leuchtstoffentwicklung wurden in einigen industriellen Forschungslaboratorien auch experimentelle Untersuchungen vorgenommen, die zu einer Vertiefung der Kenntnisse über die Grenzen der Erkennbarkeit kleiner Objektdetails bei der Durchleuchtung führten [387–389, 317]. Dabei konnten auch Wege aufgezeigt werden, um die bisherigen Grenzen der Leistungsfähigkeit des Durchleuchtungsverfahrens zu überschreiten. Praktische Folgerungen aus diesen Untersuchungsergebnissen waren aber zunächst nicht erkennbar. Die Erklärung hierfür ist wahrscheinlich weniger darin zu suchen, daß die industrielle Entwicklung neuer Verfahren meist einen großen Zeitaufwand erfordert, als eher in dem Umstand, daß aus der röntgenologischen Praxis keine entsprechend dringenden Forderungen gestellt wurden.

Diese Situation änderte sich erst, als der amerikanische Radiologe CHAMBERLAIN mit der von ihm im Jahre 1942 gehaltenen CARMAN-Lecture die Initiative ergriff [309]: er forderte mit dem ganzen Gewicht seiner allseits hochgeschätzten Persönlichkeit von der Industrie seines Landes eine wirklich entscheidende Erhöhung der Helligkeit des Durchleuchtungsbildes. CHAMBERLAIN betonte dabei, daß die Schirmhelligkeit erst dann als befriedigend angesehen werden könne, wenn sie in einem optimalen Verhältnis zu den menschlichen Seheigenschaften stehe. Bei seinen zusammen mit HENNY durchgeführten experimentellen Untersuchungen [333] hatte CHAMBERLAIN die Gewißheit gewonnen, daß dieses Ziel nicht durch eine hinsichtlich der Strahlenbelastung vertretbare Änderung der Strahlenhärte oder -menge und auch nicht durch bessere Leuchtstoffe für normale Durchleuchtungsschirme zu erreichen ist. Theoretische Überlegungen ergaben, daß außer der auf das Abbildungssystem fallenden Röntgenstrahlung noch zusätzliche Energiequellen vorhanden sein müssen, um eine befriedigende Bildhelligkeit zu erreichen. Man mußte demnach grundsätzlich neue Abbildungs- und Betrachtungssysteme für die Röntgendurchleuchtung suchen. CHAMBERLAIN konnte seiner Forderung, solche neuen Wege der Entwicklung zu beschreiten, dadurch besonderen Nachdruck verleihen, daß er durch Hinweis auf ein Patent von LANGMUIR [79] gleichzeitig einen verwertbaren Vorschlag für die Verwirklichung seiner Forderungen machte.

Die durch CHAMBERLAINS Vorstoß angeregte Entwicklung der medizinischen Röntgendurchleuchtung ist noch nicht abgeschlossen. In den letzten Jahren wurden verschiedene neue Abbildungssysteme erdacht, für die sich als Sammelbegriff die Bezeichnungen „Bildwandler“ und „Bildverstärker“ eingebürgert haben.

Der derzeitige Stand der Durchleuchtungstechnik ist durch die praktische Erprobung der bereits durchkonstruierten Verstärkungssysteme gekennzeichnet. Auch der Brennfleckgröße und dem Vergrößerungsfaktor bei der Durch-

leuchtung wird in den letzten Jahren vermehrte Aufmerksamkeit geschenkt. Eine einheitliche Anschauung über die letztgenannten Punkte hat sich aber mangels ausreichender experimenteller Unterlagen noch nicht durchsetzen können.

Neben der Verbesserung der schon praxisreifen Bildverstärker wird die Entwicklung neuer Verstärkungssysteme in verschiedenen Ländern mit großem Einsatz vorangetrieben.

4. Die Entwicklung von Bildverstärkersystemen

Bei der Konstruktion von Bildverstärkern hat man sich von vornherein nicht auf ein einziges Prinzip beschränkt, sondern ist zahlreiche verschiedene Wege gegangen, die z. T. durch die Fortschritte der Fernstehteknik maßgeblich beeinflusst wurden. Wenn man heute meist von „Bildverstärkern“ spricht, so muß man sich darüber klar sein, daß das, was man darunter versteht, z. T. auch Bildwandler und nur teilweise wirklich Bildverstärker sind. Diese beiden Begriffe lassen sich ihrer Definition nach einwandfrei voneinander abgrenzen: Bildverstärker im engeren Sinne sind solche Einrichtungen, die nur die Helligkeit des Bildes erhöhen, ohne die Frequenz der Strahlung in größerem Umfang zu verändern. Bildwandler verändern dagegen die Frequenz der elektromagnetischen Schwingungen, z. B. Röntgenlicht in sichtbares Licht (einfachstes Beispiel: der Durchleuchtungsschirm). Die Schwingungsfrequenz im verwandelten Bild erlaubt dabei oft keine Rückschlüsse auf die Frequenz der primären Strahlung. Die meisten im folgenden genannten Bildverstärker-Systeme vereinigen die Prinzipien des Verstärkers und des Wandlers.

Ursprünglich lag dem Bau von Bildverstärkern nur die Absicht zugrunde, die medizinische Röntgendurchleuchtung zu verbessern. Inzwischen haben die Bildverstärker aber auch für die Röntgenkinematographie und die Materialprüfung praktische Bedeutung gewonnen. Hier sollen die verschiedenen Bildverstärker-Systeme aber nur unter dem Gesichtspunkt ihres Wertes für die medizinische Röntgendurchleuchtung betrachtet werden.

MOON berichtet über ein Verfahren, bei dem das zu untersuchende Objekt mit einem ganz schmalen beweglichen Röntgenstrahlenbündel („scanning beam“) in Zeilen abgetastet wird [82, 83]. Das Strahlenbündel fällt nach Durchtritt durch das Objekt auf einen Kristall-Leuchtschirm und wird dann nach elektronischer Verstärkung ähnlich wie beim Fernsehen mit einem Kineskop betrachtet. Die praktische Anwendung des MOONSchen Bildverstärkers scheitert vorläufig noch daran, daß es bisher nicht gelungen ist, ein genügend eng begrenztes Strahlenbündel ausreichender Quantendichte zu erzeugen. MOON will mit seinem Verfahren übrigens nicht nur eine Bildverstärkung erreichen, sondern auch die Entstehung bildverschlechternder Streustrahlung weitgehend einschränken und die Durchleuchtungsdosis herabsetzen. Vor MOON

hatte auch schon DAUVILLIER [57] mit einfacheren technischen Mitteln – allerdings ohne praktischen Erfolg [80] – versucht, eine ähnliche Durchleuchtungsmethode zu schaffen („Radiophot“).

MORGAN hat über einen – jetzt offenbar nicht mehr von ihm benutzten – Bildverstärker berichtet, bei dem das Bild von einem sphärisch gekrümmten Leuchtschirm über eine Spiegeloptik auf ein Orthicon projiziert wird [86,]. Verstärkung und Wiedergabe erfolgten mit einem Fernsehempfänger. Praktische Bedeutung hat dieses System nur für die Kontrolle der Feldeinstellung in der Strahlentherapie und im Studentenunterricht erlangt [87].

Bei einem weiteren ähnlichen Bildverstärkertyp fällt die Röntgenstrahlung direkt auf ein für diese Frequenzen empfindliches Vidicon bzw. Resistron (COPE und ROSE [56], HEIJNE, SCHAGEN und BRUINING [66], KELLER und PLOKE [77], JACOBS und BERGER [68]. Der bei der ursprünglichen Anordnung von MORGAN nötige Umweg über eine Optik entfällt also bei diesem System. Die praktische Anwendung derartiger Bildverstärkersysteme für die medizinische Röntgendurchleuchtung wird vorläufig noch sowohl durch die Tragheit des Systems als auch durch die begrenzte Empfindlichkeit und Feldgröße begrenzt.

Alle Bildverstärker, die – wie die bisher hier beschriebenen – nach Fernsehprinzipien arbeiten, bieten im Gegensatz zu normalen Durchleuchtungsschirmen die Möglichkeit, nicht nur die Bildhelligkeit gegenüber dem normalen Durchleuchtungsbild um ein Mehrtausendfaches zu steigern, sondern gleichzeitig auch die Kontraste durch elektrische Maßnahmen zu verändern. Das Prinzip der Kontrastverstärkung ist von BISCHOFF und SCHOTT auch für die Betrachtung von Röntgenbildern praktisch brauchbar gemacht worden [50]. EBERT hat gezeigt, daß es theoretisch möglich ist, hierdurch Schwärzungsunterschiede auf dem Film sichtbar zu machen, die ohne Verstärkung selbst bei optimaler Leuchtdichte nicht erkennbar wären [61]. Gleiches müßte auch für die Wiedergabe von Schwächungsunterschieden bei der Durchleuchtung gelten, zumal in einem Leuchtdichtebereich, in dem die Unterschiedsempfindlichkeit des menschlichen Auges herabgesetzt ist.

Eine weitere neue und interessante Möglichkeit beim Fernseh-Bildverstärker besteht darin, daß man das Bild ohne Unterbrechung der visuellen Betrachtung auf einem eigens hierfür konstruierten Magnet-„Ton“-band aufzeichnen und so die Durchleuchtung wie bei der Kinematographie dokumentarisch festhalten und wiederholt betrachten kann. Das Fernsehbildgerät läßt sich außerdem ohne weiteres in einem oder mehreren anderen Räumen als die Röntgenstrahlenquelle aufstellen. Damit entfällt zwar auf der einen Seite jede Strahlenbelastung für den Untersucher, auf der anderen Seite aber auch die nicht zu unterschätzende Möglichkeit des direkten Kontaktes zwischen Untersucher und Patient während der Durchleuchtung.

Ein wesentlicher Nachteil aller mit einer Abtastvorrichtung arbeitenden Bildverstärker ist darin zu sehen, daß deren Auflösungsvermögen kleiner als

bei normalen Leuchtschirmen ist. Auch der Wiedergabe kleiner Strahlungs-kontraste scheinen nach den Untersuchungen von JACOBS und BERGER [68] recht enge Grenzen gesetzt zu sein, während JANKER [72] eine verbesserte Erkennung kleiner Kontraste bei der Röntgendurchleuchtung angibt. Diese unterschiedlichen Angaben sind wohl dadurch zu erklären, daß JACOBS und BERGER die prinzipiellen Grenzen untersucht haben, während in die JANKER-schen Versuchsergebnisse die praktisch wichtigen physiologisch-optischen Eigenschaften mit eingehen.

Der Hauptvorteil der Fernseh-Bildverstärker ist wahrscheinlich nur darin zu sehen, daß man ein Durchleuchtungsbild ohne Dunkeladaptation im auf-gehellten Raum betrachten kann. Ungeachtet der bei dem erreichbaren Leucht-dichteniveau besseren Seheigenschaften und der Kontrastverstärkung dürfte es aber voraussichtlich nicht möglich sein, mit diesen Bildverstärkern kleinere Details als bei der üblichen Form der Röntgendurchleuchtung zu erkennen. Außerdem ist der Aufwand bei derartigen Einrichtungen im Vergleich zu dem möglichen diagnostischen Gewinn vorläufig noch unverhältnismäßig hoch. Es erscheint deshalb sehr fraglich, ob sich Bildverstärker mit Abtast-vorrichtungen in absehbarer Zeit in größerem Umfang in die medizinische Radiologie einführen werden. Für Unterrichtszwecke und für die Durchleuch-tungsbeobachtung beim Herzkatheterismus haben sie allerdings schon jetzt praktische Bedeutung.

Elektronenoptische Bildverstärker, die nach dem bereits seinerzeit von CHAMBERLAIN [309] erwähnten Prinzip von LANGMUIR [79] arbeiten, werden schon seit etlichen Jahren von mehreren Röntgenfirmen serienmäßig herge-stellt [52, 81, 84, 92, 104, 63]. Das Durchleuchtungsbild wird hierbei als gan-zes umgewandelt und verstärkt auf einem Leuchtschirm abgebildet, also nicht in Zeilen abgetastet. Diese Röntgenbildverstärker (Abb. 1) bestehen bei dem

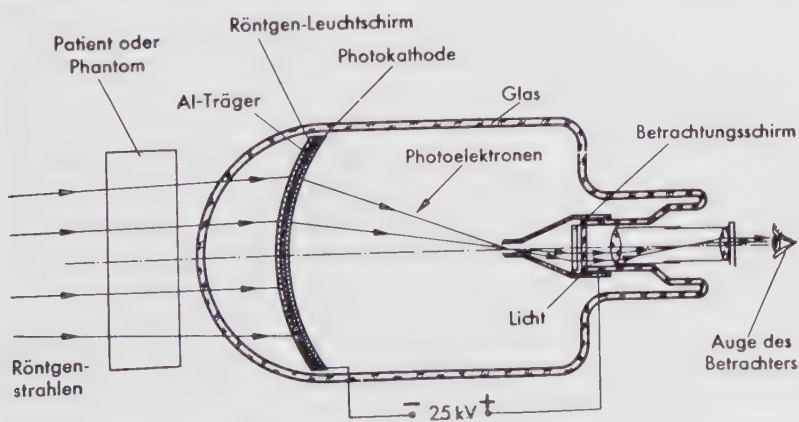


Abb. 1. Elektronenoptischer Röntgenbildverstärker (Schemazeichnung der Philips-Röntgenbildverstärkerröhre).

bisher in Europa am häufigsten gebrauchten Typ, dem die übrigen handelsüblichen Konstruktionen im Prinzip gleichen, aus einem ca. 30 cm langen zylindrischen evakuierten Glasgefäß, das mit seiner Längsachse parallel zum Strahlengang an Stelle des normalen Leuchtschirmes am Untersuchungsgerät angebracht wird. Die durch den Patienten hindurchgetretene Strahlung trifft in der Bildverstärkerröhre auf einen dünnen Zinksulfid-Schirm, dessen Lichtstrahlung aus einer auf den Leuchtschirm aufgebrachten Photokathode Elektronen auslöst. Die eigentliche Bildverstärkung erfolgt dann durch Beschleunigung der Photoelektronen mit ca. 25 kV und elektronenoptische Abbildung auf einem zweiten Leuchtschirm. Die Abbildung auf diesem Betrachtungsschirm ist stark verkleinert, so daß sie über eine vergrößernde Optik betrachtet werden muß.

Auflösungsvermögen und Wiedergabe der Strahlungscontraste sind bei der Röntgenbildverstärkerröhre des beschriebenen Typs hauptsächlich von den Eigenschaften des die Röntgenstrahlen auffangenden Leuchtschirmes abhängig. Das Auflösungsvermögen wird deshalb wegen der geringen Schichtdicke dieses Leuchtschirmes mindestens so groß wie bei normalen Durchleuchtungsschirmen sein. Bei dem von TEVES und TOL [104, 105] entwickelten Typ ist die Leuchtdichte gegenüber einem normalen Leuchtschirmbild um etwa das 1000fache gesteigert¹, während sich andere Konstrukteure mit einer 500fachen Verstärkung begnügen.

Die bei Fernseh-Bildverstärkern mögliche Kontrastverstärkung ist bei der elektronenoptischen Umwandlung des Schirmbildes nicht durchführbar. Durch eine bei dem jetzigen Entwicklungsstand unvermeidliche Schleierbildung, die nach den Berechnungen von TEVES und TOL [105] rund 10% des Gesamtlichtstromes auf dem Betrachtungsschirm betragen dürfte, kommt es im Vergleich zu einem normalen Leuchtschirmbild meist sogar zu einer geringen Herabsetzung der Bildkontraste [106].

Die Größe und das Gewicht des gebrauchsfertigen elektronenoptischen Bildverstärkers sind so erheblich, daß der Bau brauchbarer Untersuchungsgeräte auf gewisse Schwierigkeiten stößt. Hierdurch wird bei den zur Zeit vorhandenen Konstruktionen der Abstand zwischen dem Untersucher und dem aufrecht stehenden Patienten um ca. 20 cm gegenüber der Durchleuchtung mit normalem Leuchtschirm vergrößert. Bei Untersuchungen im Liegen sind die Verhältnisse etwas günstiger. Da das Durchleuchtungsbild durch eine Optik betrachtet werden muß, können ohne besondere Hilfsmittel, die meist die Helligkeit vermindern, nicht mehrere Personen gleichzeitig die Durchleuchtung beobachten.

Auch der elektronenoptische Bildverstärker kann also weder vom Standpunkt der Untersuchungstechnik noch in bezug auf seine Leistungsfähigkeit als ideal bezeichnet werden. Immerhin stellt er das erste und zur Zeit noch

¹ Im Laufe der Produktion der letzten Jahre wurde der Verstärkungsfaktor noch um das 2—3fache erhöht.

das einzige, in der praktischen medizinischen Radiologie für die Durchleuchtung brauchbare Verstärkungssystem dar, zumal auch der Aufwand bei den Röhrenbildverstärkern wesentlich geringer als bei den Fernschbildverstärkern ist.

Der elektronenoptische Röntgen-Bildverstärker läßt sich auch dahingehend abwandeln, daß man das auf einem normalen Leuchtschirm erzeugte Bild optisch verkleinert und dann mit einem Licht-Bildverstärker verstärkt. Dieses Prinzip ist in dem Großbildverstärker „Cinelix“ des Systems Siemens-Reiniger-Werke-de oude Delft mit einem Feld von 30 cm Durchmesser verwirklicht [122]. Es ist bis jetzt aber vorwiegend für die Röntgenkinematographie geeignet.

MORGAN versucht jetzt, die Vorteile des elektronenoptischen Bildverstärkers und der Fernschmethode gemeinsam nutzbar zu machen, indem er einen elektronenoptischen Bildverstärker mit einem Orthicon kombiniert [89]. Auch JANKER [72] sowie TRUCHOT und Mitarbeiter [107] haben ähnliche Versuche angestellt. Tatsächlich ist die Kontrastwiedergabe hierbei etwas besser als bei alleiniger Benutzung des elektronenoptischen Bildverstärkers, das Auflösungsvermögen jedoch schlechter. Außerdem ist zu bedenken, daß diese Kombinationen natürlich wesentlich schwerer und unhandlicher als der elektronenoptische Bildverstärker allein sind.

In letzter Zeit ist durch die Veröffentlichungen von DIEMER, KLASENS und VAN SANTEN [59], KAZAN und NICOLL [74–76], ORTHUBER und ULLERY [94] sowie von WILLIAMS [111] ein weiterer Weg zur Verstärkung des Durchleuchtungsbildes bekannt geworden, für den STÜRMER bereits am 3. 4. 1952 das erste Patent erhielt [102]. Es handelt sich dabei um sogenannte Festkörper-Bildwandler, die den Effekt der Elektrolumineszenz ausnutzen. Theoretisch beseitigt diese Methode alle Nachteile, die den bisherigen Bildverstärkungssystemen anhaften. Der Raumbedarf der Festkörper-Bildwandler wird sich in der endgültigen Form kaum von dem eines normalen Durchleuchtungsschirmes unterscheiden. Damit entfallen die Schwierigkeiten im Bau und in der Handhabung von Untersuchungsgeräten, die die Anwendung der bisherigen Bildverstärker in der medizinischen Röntgendiagnostik beschränken.

Die theoretische Grenze des Verstärkungsfaktors der Festkörper-Bildwandler liegt bei etwa 10^5 , so daß voraussichtlich auch für die Durchleuchtung dicker Körperteile eine dem Optimum der Schärfe und Unterschiedsempfindlichkeit entsprechende Leuchtdichte erreicht werden kann. Auch das Auflösungsvermögen wird voraussichtlich nicht schlechter als bei normalen Leuchtschirmen sein. Die Kontraste lassen sich, ähnlich wie bei Fernschbildverstärkern, beliebig variieren. Über das Ausmaß einer etwaigen Untergrundhelligkeit, die beim elektronenoptischen Bildverstärker störend in Erscheinung tritt, ist bei den Festkörper-Bildwandlern noch nichts Sicheres bekannt. Im Experiment wurde bis jetzt bei dem sogenannten Doppelschicht-Festkörper-Bildwandler eine etwa 100fache Verstärkung erreicht [75]. Vorläufig verhindert aber noch eine zu große Trägheit die praktische Anwendung

des Systems bei der Durchleuchtung. Allerdings ist dazu zu bemerken, daß eine durch die Trägheit bedingte Bildspeicherung in gewissen Grenzen auch zur Verringerung des störenden Einflusses der Quantenfluktuation beitragen und damit die röntgenphysikalischen Grenzen der Dosisherabsetzung bei der Durchleuchtung möglicherweise noch etwas hinausschieben kann.

Die praxisreife Entwicklung der Festkörper-Bildwandler oder „Platten-Bildwandler“, wie sie im Gegensatz zu den elektronenoptischen Röhrenbildverstärkern auch genannt werden, wird noch einige Jahre in Anspruch nehmen. Bei der praktischen Beurteilung von Bildverstärker-Systemen für die routinemäßige medizinische Röntgendurchleuchtung wird man also vorläufig nur von der zur Zeit einzig hierfür brauchbaren Ausführung, dem elektronenoptischen Bildverstärker, ausgehen können.

III. Theoretische Grundlagen und Methodik

1. Physiologisch-optische Grundlagen für die Forderung nach Steigerung der Helligkeit des Durchleuchtungsbildes

Die Leuchtdichte des Durchleuchtungsschirmes beträgt bei der Lungendurchleuchtung im Durchschnitt 10^{-2} asb¹ [185–188, 315, 358, 309]. Sie hängt stark von den Durchleuchtungsbedingungen ab, läßt sich aber, wie eigene Messungen (siehe Kapitel IV, Abschn. 3b und c) zeigten, für eine zur Befunderhebung ausreichende Durchleuchtungszeit ohne untragbare Dosiserhöhung nicht auf mehr als rund $2 \cdot 10^{-2}$ asb steigern. Bei der Durchleuchtung der Bauchorgane ist die Leuchtdichte sogar meist noch um rund 2 Zehnerpotenzen kleiner.

Mit 10^{-2} asb ist ungefähr die untere Grenze desjenigen Leuchtdichtebereichs erreicht, bei dem der Zapfenapparat noch am Schworgang beteiligt ist. Es überwiegt also das Stäbchensehen, jedoch geben Farbempfindungen in helleren Teilen des Durchleuchtungsbildes einen Hinweis darauf, daß der Zapfenapparat nicht völlig ausgeschaltet ist [140].

Über die Zusammenhänge zwischen Sehschärfe und Unterschiedsempfindlichkeit bei sehr geringen Leuchtdichten sind erst in den letzten Jahren genauere Untersuchungen angestellt worden. BLACKWELL, auf dessen umfangreichen Untersuchungen Abb. 2 beruht, hat gezeigt [136], daß bei einer Adaptationsleuchtdichte von 10^{-2} asb und einem Schwinkel von etwa 1° nur Leuchtdichteunterschiede von mindestens 10% erkannt werden können. Untersuchungen von GOLDMARK haben ein ähnliches Ergebnis [145].

Aus den Diagrammen beider Untersucher geht hervor, daß Sehschärfe und Unterschiedsempfindlichkeit bis zu einer Adaptations- bzw. Umfeldleuchtdichte zwischen 1 und 10 asb stark zunehmen. Bei weiterer Helligkeitssteigerung bessern sich die Seheigenschaften, wenn man von den Verhältnissen bei extrem kleinen Testfeldern absieht, nur noch in sehr geringem Umfang. Untersuchungen von RANKE machen es ebenfalls wahrscheinlich, daß eine

¹ asb = Apostilb = lichttechnische Maßeinheit für die Leuchtdichte (Luminanz). 1 asb = $1/\pi \cdot 10^{-4}$ Stilb.

1 Stilb = Leuchtdichte, die ein cm² einer (beleuchteten oder selbstleuchtenden) Fläche senkrecht abstrahlt = 1 NK/cm² (NK = neue Kerze).

1 Lambert (im angloamerikanischen Sprachgebiet übliche Einheit) = $\frac{1}{\pi}$ Stilb = 10000 asb.

1 Millilambert = 10 asb.

1 Nit = 1 Candela/m² = $\pi \cdot$ asb = 3,14159 asb (Candela = NK).

Leuchtdichtesteigerung auf mehr als 1 asb keinen bedeutsamen Gewinn an Unterschiedsempfindlichkeit mehr mit sich bringt [169].

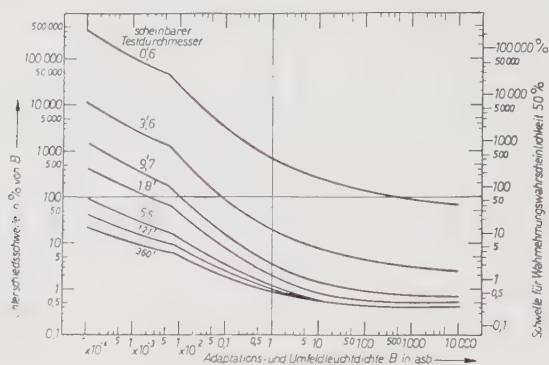


Abb. 2. Mit 90 % und 50 % Richtigkeit erkennbare Unterschiedsschwellen in Abhängigkeit von der Umfelleuchtdichte und der Testgröße bei ausreichend langer Darbietungszeit nach BLACKWELL [136]. Die Darstellung gilt für Testobjekte, die heller als das Umfeld sind (nach JENSEN [73]).

Um die Seheigenschaften des Auges bei der Röntgendurchleuchtung voll auszunutzen, ist also zu fordern, daß die Leuchtdichte des Schirmbildes zwischen 1 und 10 asb beträgt. Das bedeutet für die meisten medizinischen Objekte, daß die Schirmhelligkeit bzw. die Netzhautbeleuchtungsstärke etwa um das Tausendfache gegenüber den bisherigen Werten gesteigert werden muß.

2. Die Bedeutung der Fluktuationstheorie von ROSE für die Durchleuchtung

Bei der Überprüfung der theoretischen Grundlagen für die Bildverstärkung wurde bald die Bedeutung der Tatsache erkannt, daß den Abbildungsmöglichkeiten bei allen röntgenologischen Untersuchungsverfahren durch die statistischen Schwankungen in der Zahl der Röntgenquanten („Fluktuation“ oder „Quantenrauschen“) grundsätzliche Grenzen gesetzt sind [172]. Dieses Problem ist in der Röntgendiagnostik erstmalig aufgetaucht, als EGGERT und SCHOPPER feststellten, daß Röntgenaufnahmen, die mit sehr kleinen Milliampere-Sekunden-Produkten bei hoher Aufnahmespannung angefertigt werden, körniger als mit größeren Strahlenmengen belichtete Aufnahmen aussehen [319].

STURM und MORGAN [103] haben auf Grund der Fluktuationstheorie von ROSE [171] eine Formel für die Beziehungen zwischen Kontrast und Detailgröße bei der Durchleuchtung aufgestellt:

$$\delta = \pm \frac{2K}{C} \left(\frac{g}{\pi t n_0} \right)^{1/2} \cdot 10^2.$$

- Dabei bedeutet:
- δ Durchmesser des kleinsten erkennbaren Objektdetails
 - K Fluktuationsrate, die das Auge ertragen („tolerate“) kann
 - t Speicherzeit des Auges
 - g Verstärkungsfaktor zwischen niedrigster Photonenzahl und Photonenzahl an der Retina
 - n_0 Photonenzahl, die die Retina jede sec von 1 qmm des Betrachtungsschirmes erreicht
 - C Kontrast, ausgedrückt durch den prozentualen Unterschied der Quantenzahl: $\frac{\Delta n}{n} \cdot 100$.

Hiernach lassen sich die durch das Quantenrauschen bedingten Grenzen der Detailerkennbarkeit für jede Dosis berechnen.

Einen bequemerem Überblick über die praktischen Auswirkungen der Quantenfluktuation erhält man aus den Veröffentlichungen von OOSTERKAMP und TOL [399, 406]: diese Autoren geben an, daß der Kontrast mindestens etwa das 3fache der durch die Schwankungen der Quantenzahl hervorgerufenen Leuchtdichteunterschiede betragen muß, um mit Sicherheit feststellbar zu sein. Der Umfang des störenden Einflusses der Quantenfluktuation ist von der geringsten, im Ablauf verschiedener Phasen des Beobachtungsprozesses je Flächeneinheit vorhandenen Quantenzahl abhängig.

In einem Diagramm von OOSTERKAMP und TOL [399, 406] sind die Phasen des Beobachtungsprozesses bei der Durchleuchtung übersichtlich dargestellt (Abb. 3). Wenn man von einer bestimmten Zahl vom Objekt durchgelassener

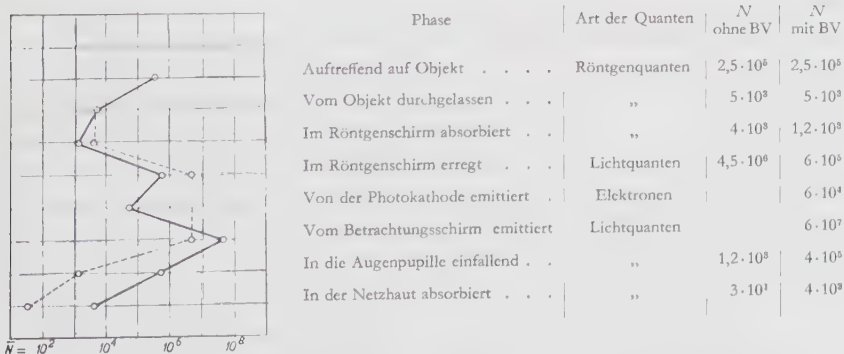


Abb. 3. Mittlere Anzahl der Quanten oder Teilchen N für ein rundes Detail von 2 mm Durchmesser, die in den verschiedenen Phasen der Durchleuchtung während 0,2 sec wirksam sind, ohne Bildverstärker (-----), mit Bildverstärker (—). Objekt: Streukörper aus Philite, 8 cm dick, 40 kV, 1 mA, 90 cm Fokus-Schirm-Abstand, Streustrahlenblende (nach OOSTERKAMP und TOL [399]).

Quanten ausgeht, so ist bei Durchleuchtung ohne Bildverstärker die Quantenzahl an der Retina und bei der Durchleuchtung mit Bildverstärker im Aufschirm am kleinsten. Das Quantenrauschen wird sich also bei der Bildverstärker-Durchleuchtung stärker als bei der normalen Durchleuchtung bemerkbar machen, da bei Anwendung des Bildverstärkers zur Erzeugung einer bestimmten Netzhautbeleuchtungsstärke eine kleinere Zahl vom Objekt durchgelassener Röntgen-Quanten erforderlich ist als bei einem normalen Durchleuchtungsschirm.

Verschiedene Autoren glaubten auch, aus der Fluktuationstheorie ableiten zu können, daß bei der Durchleuchtung eine Verstärkung der Leuchtdichte um mehr als das 10fache [37] oder das 50–100fache [103] keinen Gewinn an Detailerkennbarkeit mehr bringen könne und nur mehr die Notwendigkeit der Dunkeladaptation beseitige. Derartige Feststellungen stellen aber eine unzulässige Verallgemeinerung dar: sie können überhaupt nur dann Gültigkeit haben, wenn man von einer ungewöhnlich großen Leuchtdichte bei der unverstärkten Durchleuchtung ausgeht. COLTMAN hat außerdem darauf hingewiesen, daß die den Überlegungen von MASON [37] sowie von STURM und MORGAN [103] zugrundeliegenden Berechnungen der Quantenzahlen aus der in „r“ gemessenen Dosis mit verschiedenen Fehlerquellen belastet sind [53, 54].

COLTMANN [54] fordert deshalb mit Recht ebenso wie CHAMBERLAIN [309], die Verstärkung des Durchleuchtungsbildes auf jeden Fall so weit zu treiben, daß ein für die menschlichen Seheigenschaften optimales Leuchtdichtenniveau erreicht wird. Sein Vorschlag, die Leuchtdichte des Schirmbildes auf 300 asb zu bringen, scheint allerdings nach den Untersuchungen von BLACKWELL [136], GOLDMARK [145], RANKE [169] u. a. für die praktischen Anforderungen der medizinischen Röntgendurchleuchtung über das erforderliche Maß hinauszugehen. v. BORRIES [51] hat in seinen theoretischen Betrachtungen über das Auflösungsvermögen beim Elektronenmikroskop ebenfalls festgestellt, daß die Leuchtdichte nur bis 5 asb gesteigert zu werden braucht.

COLTMAN [53, 54] hat auch experimentell gezeigt, daß seine Forderung, sich bei der Wahl des Verstärkungsfaktors von Bildverstärkern nicht durch theoretische Überlegungen im Sinne der Fluktuationstheorie, sondern nur von den bekannten physiologisch-optischen Verhältnissen leiten zu lassen, vollauf berechtigt ist. SCHOTT hat die Messungen und Berechnungen von COLTMAN bestätigt [369]. So bleibt als einzige wichtige praktische Folgerung aus der Fluktuationstheorie nur bestehen, daß man auch bei der Durchleuchtung mit einem Bildverstärker die Durchleuchtungs-Stromstärke und damit die Zahl der vom Objekt durchgelassenen Röntgen-Quanten nur in bestimmten Grenzen ohne Verschlechterung der Detailerkennbarkeit verringern kann.

3. Die Definition des Begriffes „Detailerkennbarkeit“ bei der Durchleuchtung

Der Begriff „Detailerkennbarkeit“ wurde ursprünglich von EGGERT, FRANKE und LUFT [318, 398] als Ausdruck für das Verhältnis zwischen Objektdetail und Unterschiedsschwelle benutzt. Unter einem Objektdetail verstanden diese Autoren dabei zwei benachbarte Objektelemente, die die Röntgenstrahlen verschieden stark schwächen. Diese Definition des Detailbegriffes berücksichtigt also nur die Schwächung und nicht die Größe der Objektelemente. SPIEGLER hat zusätzlich den Begriff „Einzelheit“ eingeführt [371], mit dem er auch die räumliche Ausdehnung eines Details auf der röntgenologischen Abbildung erfassen will. Die zuerst genannten Autoren haben weiterhin noch den Begriff „Detaildeutlichkeit“ geschaffen, mit dem die subjektive Schärfe der Begrenzung zwischen zwei Objekt- bzw. Bildelementen charakterisiert werden soll.

Alle diese Begriffe wurden zunächst nur bei der Beurteilung von Röntgenaufnahmen benutzt und lassen sich nicht ohne weiteres auf die Verhältnisse bei vergleichenden Untersuchungen über die Leistungsfähigkeit verschiedener Durchleuchtungsbedingungen übertragen. Wenn man bei der Durchleuchtung die Abstandsbedingungen variiert, wechseln die Abbildungsmaßstäbe. Auch die Leuchtdichteunterschiede auf dem Durchleuchtungsschirm verschieben sich je nach der benutzten Strahlenqualität und dem Umfang des Streuzusatzes. Die Abbildung auf dem Schirm ist also bei gleichbleibendem Objekt veränderlich. Infolgedessen ist bei vergleichenden Untersuchungen über die Durchleuchtung eine schärfere gedankliche Trennung zwischen Objekt- und Bildelementen notwendig, als das bei den bisherigen Definitionen des Detailbegriffes der Fall ist.

Dennoch erscheint es zweckmäßig, den einprägsamen und zusammenfassenden Begriff „Detailerkennbarkeit“ auch bei Untersuchungen über die Durchleuchtung beizubehalten, wenn man den Detailbegriff nur auf das Objekt und nicht auf die Abbildung bezieht. Die physiologisch-optischen Grundbegriffe der Sehschärfe und der Unterschiedsempfindlichkeit sind für die praktische Auswertung vergleichender Untersuchungen weniger geeignet, da mit ihnen jeweils nur die Verhältnisse bei der Betrachtung einer bestimmten Abbildung des Objektes erfaßt werden können. JANKER [69, 72], SCHÖBER [401–405], sowie OOSTERKAMP und TOL [399] sprechen deshalb ebenfalls auch bei der Durchleuchtung von „Detailerkennbarkeit“, ohne allerdings die hierfür notwendige Änderung der Begriffsbestimmungen für „Detail“ und „Erkennbarkeit“ zu diskutieren.

Wir verstehen bei unseren Untersuchungen unter einem „Detail“ ein *Objektelement*, das sich bei der Durchleuchtung von seiner Umgebung dadurch abgrenzen läßt, daß es Röntgenstrahlen infolge anderer Dichte, Schichtdicke oder chemischer Zusammensetzung stärker oder geringer als

die benachbarten Objektteile schwächt. Zur Definition eines Objektelementes als Detail gehört nach unserer Vorstellung weiterhin eine bestimmte räumliche Ausdehnung und Form sowie ein bestimmter Verlauf der Schwächung innerhalb des Objektelementes.

Im allgemeinen genügen folgende Angaben über ein Objekt, um es als Detail eindeutig zu kennzeichnen:

Dichte und chemische Zusammensetzung

(meist vereinfacht durch Angabe der Substanz – z. B. Wasser, Knochen, Luft, Plexiglas, Aluminium u. a. – auszudrücken)

Größe und Form.

Diese Angaben müssen nicht nur für das als Detail interessierende Objekt-element, sondern auch für dessen Umgebung gemacht werden, da nach unserer Definition der Schwächungsunterschied gegenüber der Umgebung die wichtigste Eigenschaft des Details darstellt.

Um den Begriff „Erkennbarkeit“ eines Details näher zu umreißen, erweist es sich als zweckmäßig, auf Gesichtspunkte zurückzugreifen, die v. ROSEN für die praktische Durchleuchtung von Patienten aufgestellt hat [358]. Dieser Autor unterscheidet zwischen Befund-Entdeckung, -Erhebung und -Verwertung, wobei er die Entdeckung als den wichtigsten Vorgang bei der Durchleuchtung ansieht. Im Sinne der Befund-Entdeckung genügt es, lediglich das Vorhandensein eines Details zu „erkennen“. Wenn man von der Befunderhebung ausgeht, muß man für das Erkennen dagegen auch Angaben über Form, Größe, Kontrast und Konturschärfe verlangen. Da es also verschiedene Gesichtspunkte für den Begriff „Erkennen“ eines Details gibt, muß man bei Untersuchungen über die Erkennbarkeit angeben, ob lediglich das Vorhandensein oder auch die Gestaltung, insbesondere die Form, eines Details erkannt werden sollten.

Als quantitativ zu bestimmende Maßstäbe für die Erkennbarkeit kommen die Wahrscheinlichkeit des Erkennens und die für das Erkennen benötigte Zeit in Frage. Die Wahrscheinlichkeit wird durch die prozentuale Häufigkeit des Erkennens bei wiederholten Beobachtungen des gleichen Details durch eine oder mehrere Personen angegeben. Welche Wahrscheinlichkeit man dann als Maß für ein *sicheres* Erkennen ansehen soll, läßt sich nur schwer allgemein festlegen, vor allem wenn die Zahl der Beobachtungen nicht in allen Untersuchungsreihen gleich ist. Bei unseren eigenen Phantomuntersuchungen lag die Wahrscheinlichkeit des Erkennens (Wahrnehmungswahrscheinlichkeit) für Details, von denen wir durch Vorversuche wußten, daß sie sicher erkannt werden mußten, bei mindestens 20 Beobachtungen je Reihe immer zwischen 80 und 100 %. Wir bezeichnen deshalb Details, die in mindestens 80 % aller gleichartigen Beobachtungen richtig erkannt werden, als „sicher erkannt“.

Der Versuch, die für das Erkennen benötigte Zeit (Wahrnehmungszeit) ebenfalls als Maß für die Erkennbarkeit zu benutzen [391, 392], scheitert sowohl daran, daß die Wahrnehmungszeit nur für sicher erkennbare Details

bestimmt werden kann, als auch daran, daß die Wahrnehmungszeit nur zur Befundentdeckung und nicht zur Befunderhebung in Beziehungen steht. Die letztere bestimmt aber im wesentlichen den Gesamtzeitaufwand für eine Durchleuchtung, so daß die Wahrnehmungszeit kein praktisches Interesse hat. Wir bestimmen deshalb in der Regel nur die Wahrnehmungswahrscheinlichkeit.

Während die Begriffe „Detail“ und „Erkennbarkeit“ von einem einzelnen definierten Objektdetail ausgehen, sollen mit der Bezeichnung „Detailerkennbarkeit“ allgemeinere Aussagen über die Erkennbarkeit einer größeren Anzahl verschiedener Details gemacht werden. Wenn man dabei absolute Werte nennen will, stellt man am besten eine tabellarische Übersicht über die unteren Grenzwerte auf, die die einzelnen Detaileigenschaften – Größe, Kontrastgradient, Dichte usw. – annehmen dürfen, damit ein Detail noch sicher erkannt wird. („absolute Detailerkennbarkeit“). Die ermittelten Grenzwerte gelten bei allen Untersuchungen streng genommen nur für das tatsächlich untersuchte Objekt (Phantom). Sie lassen sich aber auf die Erkennbarkeit anderer Objekte übertragen, wenn diese hinsichtlich ihrer Abbildung auf dem Leuchtschirm bzw. auf einem anderen Abbildungssystem (z. B. Bildverstärker oder Film) mit dem untersuchten Phantom vergleichbar sind.

Für vergleichende Untersuchungen zwischen verschiedenen Durchleuchtungsbedingungen ist es wenig übersichtlich, wenn die Detailerkennbarkeit durch eine Reihe von Grenzwerten als absolute Detailerkennbarkeit ausgedrückt wird. BURGER [387–392] und MORGAN [103] haben deshalb statt dessen Kontrast-Detail-Diagramme gezeichnet. Eine solche Lösung stellt freilich immer einen gewissen Kompromiß dar, weil man bei der einen Komponente – den Kontrasten – von der Abbildung und bei der anderen – dem Detaildurchmesser – von dem abgebildeten Objekt ausgeht. Die Anwendbarkeit der Diagramme wird außerdem ebenso wie die der Grenzwert-Tabellen dadurch eingeschränkt, daß die Abstufung der Phantome im allgemeinen zu grob ist, um geringere Unterschiede in der Detailerkennbarkeit bei verschiedenen Durchleuchtungsbedingungen durch absolute Werte aufzuzeigen. Auf diesen Umstand hat auch CHANTRAINE hingewiesen, der allerdings seinerzeit bei dem damaligen Stand der experimentellen Methodik gleichzeitig daraus schließen zu können glaubte, daß Änderungen der Durchleuchtungsbedingungen (ohne Bildverstärker) für die Detailerkennbarkeit in ziemlich weiten Grenzen unerheblich seien [314].

Wenn man dagegen statt der absoluten Werte die durchschnittliche Wahrnehmungswahrscheinlichkeit einer ganzen Reihe verschiedener Details als Maßstab für die Detailerkennbarkeit benutzt, kann man auch wesentlich geringere Unterschiede zahlenmäßig objektivieren. Wir drücken deshalb für vergleichende Untersuchungen die Detailerkennbarkeit durch das arithmetische Mittel der prozentualen Häufigkeit des Erkennens aller Details eines bestimmten Phantoms oder Phantomteils aus und bezeichnen diesen Wert als „relative

Detailerkennbarkeit“. Gleichzeitig gewinnen wir dadurch die Möglichkeit, die Differenzen zwischen den Prozentzahlen statistisch zu untersuchen.

NELSON geht bei seinen vergleichenden Untersuchungen über Röntgenaufnahmen ähnlich vor [352], nennt jedoch nur die Gesamtzahl der erkannten Details („Reproduktionszahl“) und nicht die durchschnittliche Wahrnehmungswahrscheinlichkeit. Außerdem beschränkt er sich auf die gemeinsame Auswertung seines gesamten Phantoms und greift nicht einzelne Gruppen besonders kleiner oder kontrastarmer Details gesondert heraus, wie wir es tun, um noch weitergehende Aufschlüsse zu erhalten. SCHOBERS Angaben über die Detailerkennbarkeit beruhen ebenfalls auf der Zahl der erkannten Details, sind jedoch wegen der Phantomanordnung nur beschränkt statistisch auswertbar [404].

4. Die Gestaltung von Phantomen für Durchleuchtungszwecke

Der Verwendung von Phantomen für experimentelle Untersuchungen über Detailerkennbarkeit und Dosis bei der Durchleuchtung liegen zwei verschiedene Gesichtspunkte zu Grunde:

1. Wegen der Höhe der Strahlenbelastung kann man es nicht verantworten, länger dauernde und wiederholte experimentelle Untersuchungen am Menschen vorzunehmen.
2. Die Detailerkennbarkeit soll quantitativ bestimmt werden.

Wirklichkeitsgetreue Modelle, wie sie für den Thorax u. a. von SPLETTSTOSSER und SEEMANN [420] sowie von HARRIS und Mitarb. [413] benutzt werden, entsprechen nur dem ersten und nicht dem zweiten Gesichtspunkt. Sie sind deshalb für Untersuchungen über die Durchleuchtung wenig geeignet, da ein Vergleich des Wertes verschiedener Durchleuchtungsbedingungen nur durch quantitative Aussagen über die Detailerkennbarkeit möglich ist.

Hierfür kommen deshalb nur Phantome mit einer größeren Anzahl genau definierter abgrenzbarer Objektelemente („Details“) in Frage, die an der gleichen Stelle wie das medizinische Objekt in den Strahlengang eingebracht werden müssen. Strichraster oder verschieden geformte Graufilter, die auf die dem Betrachter zugekehrte Seite des Leuchtschirms aufgelegt werden [265, 349, 421], stellen keinen vollgültigen Ersatz für von den Röntgenstrahlen durchstrahlte Phantome dar, da mit solchen Versuchsanordnungen der Einfluß der geometrischen Unschärfe und der Strahlenqualität auf die Detailerkennbarkeit nicht beurteilt werden kann. Außer den „Details“ müssen die Durchleuchtungsphantome auch einen Streukörper enthalten, der die gleiche Schwächung wie diejenigen Körperteile ergibt, mit denen das Phantom verglichen werden soll.

Als Material für den Streukörper kommen außer Wasser [358 u. v. a.], das praktisch gewebsäquivalent ist, auch Kunststoffe in Frage, bei denen sich die mittlere Ordnungszahl

der Atome nicht wesentlich von der mittleren Ordnungszahl der Bestandteile des Wassers unterscheidet [387–393, 309, 385, 349, 352, 418, 419]. Die Dichte der Kunststoffe ist jedoch meist etwas höher als die des Wassers (Tabelle 2, siehe auch [416, 422]). Die durch

Tabelle 2

Dichte verschiedener Phantom-Materialien

Wasser	1,0
Masonite	1,07
Plexiglas	1,19
Lucite	1,2
Philite	1,3

die Dichteunterschiede hervorgerufene Schwächungsdifferenz gegenüber Wasser oder Gewebe kann man indessen ohne störende Änderung der Streuung (in Richtung des Strahlenganges) durch entsprechende Verringerung der Schichtdicke des Streukörpers ausgleichen. Metalle, wie z. B. das gelegentlich benutzte Aluminium [332, 387, 374], sind als Streukörper für gewebsäquivalente Phantome ungeeignet, da sie zwar in der Gesamtschwächung, jedoch nicht in der Streuung den medizinischen Untersuchungsobjekten angepaßt werden können und sich auch gegenüber Änderungen der Strahlenqualität anders als Wasser bzw. Gewebe verhalten.

Messungen von DE ABREU [424] haben ergeben, daß die Schwächung der Röntgenstrahlen im Thorax die gleiche wie in einer 8–12 cm starken Wasserschicht ist. CHAMBERLAIN setzt die Schwächung im Thorax der in einer 10 cm dicken Masonite-Platte gleich [309]. Man kommt den durchschnittlichen Verhältnissen wohl am nächsten, wenn man zur Prüfung der Detailerkennbarkeit für Thoraxphantome – wie wir es tun – einen Streukörper von 10 cm Wasser oder 8 cm Plexiglas benutzt. Vielleicht ist bei wohlernährten „Kulturvölkern“ die durchschnittliche Röntgenstrahlenschwächung durch den Thorax sogar heutzutage noch etwas größer als bei diesem Phantom [412]. Man läuft aber bei der von uns hier vorgeschlagenen Phantomstärke wenigstens nicht Gefahr, den Einfluß der Strahlenhärte auf die Detailerkennbarkeit überzubewerten. BURGER und VAN DIJK [387–389] konnten zeigen, daß der Einfluß der Streuung im Thoraxphantom auf die Bildqualität praktisch unabhängig davon ist, ob man einen kompakten Streukörper benutzt oder mehrere Kunststoffplatten bei gleicher Gesamtdicke so anordnet, daß der Abstand von der vordersten zur hintersten Platte der tatsächlichen Thoraxtiefe entspricht.

Die Wahl der Ausdehnung des Streukörpers in der senkrecht zum Strahlengang gelegenen Ebene hängt von der bei der Untersuchung benutzten Feldgröße und der Zahl der an dem Phantom unterzubringenden Details ab. Der Streukörper muß dabei mindestens so groß sein, daß er den Strahlenkegel allseitig überragt, und daß der Abstand der Detailmittelpunkte nicht geringer als der doppelte Detaildurchmesser ist. Nur dann kann man jedes Detail wirklich getrennt von den danebenliegenden beurteilen, ohne daß die benachbarten Details auf dem Wege über das Formensehen oder das Kombinationsvermögen die Erkennbarkeit spürbar beeinflussen (siehe hierzu auch GUILLERY [147]).

Der Versuch, die natürliche Inhomogenität des menschlichen Körpers, insbesondere die sogenannte „Lungenzeichnung“, durch einen inhomogenen Streukörper nachzuahmen [310, 314, 415], gelingt stets nur unvollkommen und macht die quantitative Auswertung des Phantoms dadurch vom Zufall abhängig, daß sich Überlagerungen kleinerer Details mit stärker schwächenden Punkten des Streukörpers weder vermeiden noch im einzelnen voraussagen lassen. Wir halten es deshalb für richtiger, homogene Streukörper zu benutzen, da die quantitativ auswertbaren Phantome ohnehin nicht unter dem Gesichtspunkt der Modelltreue gebaut werden. Bei Dosismessungen, insbesondere bei Streustrahlenmessungen, (z. B. Relativmessungen der Gonadendosis) ist es dagegen angebracht, die Streu-

körper so zu bauen, daß durchschnittliche Dichte, Ordnungszahl und Ausdehnung tatsächlich dem Objekt entsprechen [409, 411, 412, 414, 415].

Aus den vorstehenden Erörterungen über die Gestaltung der Streukörper für Durchleuchtungsphantome geht hervor, daß wir uns bemühen, den Streukörper zwar so groß wie nötig, aber auch so klein und einfach wie irgend möglich zu wählen. Je umfangreicher die geplanten Untersuchungen sind, umso mehr bewährt es sich, wenn die Untersuchungen nicht durch unhandliche Phantome erschwert werden.

Der gleiche Gesichtspunkt ist auch bei der Auswahl der Details maßgebend. Da das wichtigste Merkmal eines Details sein Schwächungsunterschied gegenüber der Umgebung ist, wird man vor allem Reihen von Details benutzen, die in der Schwächung so abgestuft sind, daß der untere Grenzwert des als Leuchtdichteunterschied auf dem Schirm erkennbaren Schwächungsunterschiedes ermittelt werden kann.

Bei Untersuchungen des Thorax und Abdomen ohne Kontrastmittel interessieren in erster Linie Schwächungsunterschiede zwischen Weichteilen und Luft. Von Luft umgebene Weichteil-Details können durch Testobjekte aus dem gleichen Kunststoff wie die Streukörper dargestellt werden. Absolute Vergleiche zwischen der Größe von Kunststoffdetails und gewebsäquivalenten Teilen medizinischer Untersuchungsobjekte sind allerdings wegen der größeren Dichte der Kunststoffe nicht möglich. Die Ergebnisse vergleichender Untersuchungen über verschiedene Durchleuchtungsbedingungen werden hierdurch aber praktisch nicht beeinflusst.

CHANTRAINE hat eine Mischung aus Paraffin oder Wachs und Puderzucker angegeben [314], die die gleiche Schwächung wie Wasser hat. Dieses Material läßt sich aber nur schwer homogen verarbeiten und ist nur schlecht zu kleinen Testobjekten zu verarbeiten. Immerhin besteht die Möglichkeit, stichprobenartige Vergleiche der Erkennbarkeit gleich großer einfach geformter Testobjekte aus Kunststoff und aus der CHANTRAINESCHEN Mischung anzustellen, um so absolute Werte für die Dicke der hinter einem bestimmten Streukörper gerade noch erkennbaren kleinsten Weichteilschicht zu gewinnen. LUFT hat mit Gelatine ähnliche Versuche angestellt [398, 415]. Aluminium ist als Material für gewebsäquivalente Testobjekte ebensowenig wie für Streukörper geeignet.

Details, die Lufteinschlüssen in Weichteilen entsprechen, also die Röntgenstrahlen geringer als ihre Umgebung schwächen, werden am einfachsten als Bohrungen verschiedener Tiefe und verschiedenen Durchmessers im Streukörper bzw. in einer dem Streukörper aufgesetzten Kunststoffplatte angebracht [387–392, 309, 352]. Auch hierbei gelten natürlich hinsichtlich der absoluten Vergleiche die gleichen Einschränkungen wie bei den dem Streukörper aufgesetzten Kunststoffdetails.

Da Schärfe und Unterschiedsempfindlichkeit davon abhängen, ob die Testfelder heller oder dunkler als das Gesamtgesichtsfeld erscheinen [183], ist es nur beschränkt möglich, von Testobjekten, die stärker als ihre Umgebung schwächen („positiven“ Details), auf die Verhältnisse bei geringer schwächenden „negativen“ Details zu schließen und umgekehrt. Es ist deshalb erforderlich, bei Durchleuchtungsphantomen sowohl positive als auch negative Details zu benutzen.

Zur Reproduktion der Verhältnisse bei Kontrastmitteluntersuchungen des Abdomen müssen durch das Phantom die Schwächungsunterschiede zwischen dem Kontrastmittel und den Weichteilen wiedergegeben werden. Hierfür sind Testobjekte aus Metall, insbesondere Kupfer, gut geeignet [219, 386], obgleich sich die Schwächung durch Bariumsulfat zu der durch Kupfer nach eigenen Messungen bei 90 kV, 6 mm Al Gl. Wert Filterung etwa wie 1 : 3 verhält. Ihre Verwendung wird aber dadurch gerechtfertigt, daß sich das Verhältnis der Schwächungen $\frac{\text{Kontrastmittel}}{\text{Weichteile}}$ gegenüber dem Schwächungsverhältnis $\frac{\text{Kupfer}}{\text{Weichteile}}$ in dem praktisch in Frage kommenden Bereich der Strahlenqualität nicht störend verschiebt. Der Streukörper muß bei Vergleichen mit dem Abdomen natürlich dicker als beim Vergleich mit dem Thorax sein.

In Phantomen, die Verhältnisse bei der Durchleuchtung des Skelettes reproduzieren sollen, müssen die Schwächungsunterschiede zwischen Gewebe und Knochen dargestellt werden. MORGAN hat als Material für knochenäquivalente Testobjekte eine Mischung von Calciumcarbonat und Calciumphosphat im Verhältnis 1 : 9,3 angegeben [345]. Ergebnisse von Untersuchungen mit derartigen Testobjekten sind bis jetzt nicht bekannt geworden.

BALZ konnte zeigen, daß das Schwächungsverhältnis $\frac{\text{Knochen}}{\text{Aluminium}}$ weitgehend unabhängig von der Strahlenqualität ist [408], so daß auch Aluminium als Material für knochenäquivalente Testobjekte gut geeignet ist.

Schärfte und Unterschiedsempfindlichkeit sind insbesondere in der Nähe der Schwellenwerte stark voneinander abhängig [136]. Die Auswahl der Detailmaße, die den Schinkel mitbestimmen, steht deshalb in engem Zusammenhang mit der Wahl des Materials und der Schichtdicke. Hat man sich für ein bestimmtes Detailmaterial entschieden, so empfiehlt es sich, die Details sowohl nach ihrer Dicke als auch nach ihrem Durchmesser (d. h. nach ihrer Ausdehnung in Richtung des Strahlenganges und senkrecht dazu) abzustufen. Man muß also bei jeder Detaildicke verschiedene Detaildurchmesser für die Beobachtung zur Verfügung stellen, sofern nicht bei bestimmten Detailformen Dicke und Durchmesser gleich sind.

Die Wahl der geringsten und größten Maße, der Zahl und der Höhe der Stufen für Dicke und Durchmesser sowie die Festlegung der Gesamtzahl der für eine bestimmte Untersuchung benötigten Testobjekte läßt sich nur beschränkt theoretisch begründen. Bei größeren vergleichenden Untersuchungsreihen über die relative Detailerkennbarkeit ist es zweckmäßig, die Zahl der bei jedem einzelnen Untersuchungsgang zu beobachtenden Details so weit als möglich zu beschränken.

Wir haben bei jedem Phantom durch Vorversuche möglichst alle Details ausgeschaltet, die für die Bestimmung der unteren Grenzwerte von Detaildicke und -durchmesser nicht unbedingt benötigt wurden. Die Phantome anderer Autoren, so insbesondere auch das BURGERSche Lochphantom [391, 392], enthalten dagegen meist eine größere Anzahl von Details, die immer oder nie gesehen werden, d. h. also praktisch überflüssig sind.

Für Zahl und Höhe der Stufen von Dicke und Durchmesser der Testobjekte lassen sich ebenfalls keine allgemeinen Regeln aufstellen. Im allgemeinen werden je 5 Stufen für Dicke und Durchmesser ausreichen, wenn man überflüssige Details bei den Vorversuchen sorgfältig ausschaltet. Unter Berufung auf das umstrittene FECHNERSche Gesetz ist u. a. von NELSON gefordert worden, die Dicke der Details logarithmisch abzustufen [352]. Außerdem liegt der Gedanke nahe, die Zahl der benötigten Stufen für die Detaildicke nach der Zahl der vom Auge wahrnehmbaren Unterschiedsschwellen zu berechnen. Die Verwirklichung beider Gedankengänge scheitert aber von vornherein daran, daß bei wechselnder Durchleuchtungsspannung, wechselndem Streukörper und wechselnder Filterung die Detaildicke in keiner festen Beziehung zu dem am Leuchtschirm entstehenden Leuchtdichteunterschied steht. Zur Bestimmung der relativen Detailerkennbarkeit erscheint es uns lediglich erforderlich, eine gleichmäßige Abstufung zu wählen, wobei man sowohl eine arithmetische oder geometrische Reihe [391, 392] bzw. eine logarithmische Abstufung [393] benutzen kann. Es ist außerdem eine Erleichterung für die Auswertung, wenn von jeder Detailgröße die gleiche Anzahl Testobjekte im Phantom vorhanden ist. Zur Bestimmung der absoluten Detailerkennbarkeit ist nur zu fordern, daß die Stufen nicht zu groß gewählt werden, während hierfür nicht einmal eine gleichmäßige Abstufung notwendig ist.

Bei der Auswahl der Detailformen ist es günstiger, physiologisch-optische und photographische Gesichtspunkte zu berücksichtigen, als eine notwendigerweise unvollkommene Ähnlichkeit mit tatsächlichen Körperstrukturen anzustreben. Man muß dabei bedenken, daß es außer Details, die auf einem idealen Leuchtschirm bei punktförmigem Röhrenbrennfleck scharf begrenzt und homogen erscheinen (Details mit steilem Kontrastgradienten), auch solche gibt, deren Konturen wegen unterschiedlicher Schwächung innerhalb des De-

tails den Eindruck unscharfer Begrenzung hervorrufen (Details mit flachem Kontrastgradienten) [355, 397].

Die ersteren lassen sich im allgemeinen leichter herstellen und sind auch in Dicke und Durchmesser bequemer abzustufen. Sie werden deshalb meist bevorzugt, stellen aber im Grunde einen Sonderfall vor, der vor allem bei der Lungendurchleuchtung in der Praxis relativ selten vorkommt. Man muß die Untersuchungen mit scharf begrenzten Details deshalb wenigstens für die wichtigsten Durchleuchtungsbedingungen durch solche mit unscharf begrenzten Details, also solche mit flachem Kontrastgradienten, ergänzen.

Wir bevorzugen bei den Untersuchungen scharf begrenzter Details solche, zu deren richtiger Deutung auch das Formenerkennen erforderlich ist, weil wir darin unter Berücksichtigung der Praxis eine schärfere Prüfung der Detailerkennbarkeit sehen. Strichraster [394, 421] sowie zylindrische Bohrungen [387–393, 352] erfüllen diese Forderung nicht. Am besten hat sich uns der auch schon von SCHÖBER [418, 419] und GAJEWSKI [328] bei röntgenologischen Phantomuntersuchungen benutzte LANDOLTSche Ring [162] bewährt. Die richtige Angabe der Stellung des Schlitzes in dem drehbar angebrachten Ring nach dem System des Uhrzifferblattes ist ein sicheres Kriterium dafür, daß der betreffende Ring tatsächlich gesehen worden ist. Angaben, die um eine „Stunde“ von der tatsächlichen Ringstellung abweichen, zählen wir dabei nach einem Vorschlag von SCHÖBER noch als richtig [178]. Da die dickeren Ringe die Form von geschlitzten Röhren haben, ist es erforderlich, diese Testobjekte in exakter Zentralprojektion zu betrachten.

Eine gewisse Schwierigkeit bei der Auswertung von Untersuchungen mit LANDOLTSchen Ringen ist darin zu sehen, daß man für den Spezialfall der Röntgendurchleuchtung nicht sicher entscheiden kann, welche Einzelheit des Ringes man als Maß für den Schwinkel ansehen soll. Es ist nämlich zweifelhaft, ob die Schlitzbreite, nach der definitionsgemäß der Schwinkel bestimmt wird, auf dem Durchleuchtungsschirm bei allen Ringgrößen größenrichtig erkennbar ist. Kleine LANDOLTSche Ringe mit Außendurchmessern von 5 mm und weniger erwecken bei der Durchleuchtungsbeobachtung, offenbar wegen der unscharfen Abbildung und der in gewissem Umfang unvermeidlichen Überstrahlungsphänomene, nicht mehr den Eindruck eines unterbrochenen Ringes, sondern erscheinen eher U-förmig: der Schlitz im Ring sieht dabei breiter aus als die Strichbreite. Wir nennen deshalb bei absoluten Angaben immer sowohl die Schlitzbreite als auch den Außendurchmesser.

V. ROSEN [358] sowie BERRIDGE und GUEST [386] verwenden jeweils eine größere Anzahl verschiedener einfacher geometrischer Detailformen, die im einzelnen richtig beschrieben werden müssen. Es ist aber nicht sicher, ob die Schwierigkeit der Deutung bei allen benutzten Formen tatsächlich gleich groß ist.

Als „unscharf begrenzte“ Details wurden bei Phantomuntersuchungen über die Durchleuchtung bisher von anderen Autoren nur Kugeln verschiedenen Durchmessers benutzt [314, 435, 388]. Diese Detailform entspricht zwar tatsächlich in der Praxis vorkommenden Objektformen. Der Kontrastgradient am Rand der Kugel ist aber immer noch recht steil, so daß es uns notwendig erscheint, außer Kugeln auch noch Details mit noch flacherem Verlauf des Kontrastgradienten zu verwenden. Das Extrem einer solchen Detailform ist der Kegel, bei dem das Schwächungsmaximum nur punktförmig ist. In einer Reihe von Kegeln kann man den Kontrastgradienten sowohl durch Änderung der Höhe als auch durch Änderung des Durchmessers der Grundfläche variieren. Abgestumpfte Kegel ermöglichen die Beurteilung des Einflusses der Änderung des Kontrastgradienten auf die Detailerkennbarkeit bei gleichbleibendem flächenförmigem Schwächungsmaximum.

Mit der Verwendung von Kugeln, Kegeln und abgestumpften Kegeln sind die wichtigsten Verlaufsförmigkeiten des Kontrastgradienten erfaßt, obgleich natürlich noch eine Vielzahl weiterer Detailformen denkbar ist. Bei allen kleinen Details mit flachem Kontrastgradienten ist es leider nicht möglich, den Einfluß des Gradienten getrennt von anderen Detaileigenschaften – Schwächung und Größe – zu beurteilen. Absolute Angaben über den Einfluß des Kontrastgradienten auf die Erkennbarkeit kleiner Details werden hierdurch erschwert, vergleichende

Untersuchungen über verschiedene Durchleuchtungsbedingungen aber nicht beeinträchtigt. Die Erkennbarkeit aller Details mit flachem Kontrastgradienten ist bei der Durchleuchtung in der Regel so schlecht, daß man keine Angaben über die Detailform verlangen kann, sondern sich mit der Feststellung des Vorhandenseins eines Details begnügen muß.

Die Anordnung der Details am Streukörper würde den natürlichen Verhältnissen am besten entsprechen, wenn sie regellos in verschiedenen Ebenen erfolgte. Da der Streuzusatz, der den resultierenden Leuchtdichteunterschied beeinflusst, sich aber mit der Stellung des Testobjekts im Streukörper ändert [374], ist es praktischer, während einer Untersuchung alle Details in einer Ebene anzuordnen. Bei Befestigung der Details auf der Oberfläche des Streukörpers kann man diese durch Drehung des Phantoms um 180° einmal auf der schirmnahen und einmal auf der schirmfernen (röhrennahen) Seite des Streukörpers beobachten, so daß sowohl der günstigste als auch der ungünstigste Fall in bezug auf den Streuzusatz erfaßt wird.

Innerhalb der zur Detailanbringung benutzten Ebene ist eine regelmäßige, dem Beobachter bekannte geometrisch einfache Anordnung der Testobjekte zweckmäßig. Der Bereich, in dem jedes einzelne Testobjekt vom Beobachter zu suchen ist, wird dadurch zwar eingeschränkt, andererseits aber die Verständigung zwischen Beobachter und Versuchsleiter bei der Auswertung wesentlich erleichtert. Man muß allerdings dabei die Möglichkeit schaffen, die Angaben des Beobachters objektiv zu prüfen. Für Details, bei denen kein Formerkennen möglich ist, kann man sich dadurch helfen, daß man nur an einem Teil der dem Beobachter bekannten möglichen Orte tatsächlich Testobjekte anbringt und dann fragt, welche Plätze besetzt sind.

Während also eine geometrisch regelmäßige Anordnung der Testobjekte in einer bestimmten Ebene durchaus zweckmäßig ist, besteht bei genügend beschränkter Detailzahl kein triftiger Grund dafür, die Details auch noch nach ihrer Größe zu ordnen. Nur bei Phantomen, in denen – wie z. B. bei den Lochphantomen von BURGER [391, 392] und NELSON [352] – eine größere Zahl immer oder nie erkannter Details vorhanden ist, wird die Auswertung durch die Ordnung der Testobjekte nach ihrer Größe beschleunigt. Dabei entsteht aber gleichzeitig die Gefahr, daß zu günstige Werte für die Detailerkennbarkeit herauskommen, weil leicht neben den tatsächlich erkennbaren kleinsten Details noch die danebenliegenden nächst kleineren fälschlich als erkannt bezeichnet werden [328].

Den Einfluß der Bewegung des Objektes auf die Detailerkennbarkeit [388] berücksichtigen wir dadurch, daß wir eine Verschiebung des Phantoms quer zum Strahlengang ermöglichen, während wir Bewegungen in Richtung des Strahlenganges wegen der Änderung der geometrischen Unschärfe und des Abbildungsmaßstabes sorgfältig vermeiden.

5. Strahlengefährdung und Dosisangaben als Maßstab für die Belastung des Patienten

Der größte Teil der über die unvermeidliche natürliche Grundstrahlung hinausgehenden Strahlenbelastung der Menschheit erfolgt zur Zeit durch röntgendiagnostische Maßnahmen. Auf Grund von Messungen und Schätzungen der Gonadendosis in verschiedenen Ländern kann man sagen, daß im fortpflanzungsfähigen Alter zwischen 20 und 100 % der natürlichen Grundstrahlung durch Röntgenuntersuchungen zusätzlich appliziert werden [242, 244, 251]. Die Auswirkungen des radioaktiven Niederschlages nach Testexplosionen von Atomwaffen sind demgegenüber im Augenblick noch mindestens um eine Zehnerpotenz kleiner [244 u. a.].

Die biologische Strahlenwirkung bei Röntgenuntersuchungen darf nicht nur, wie das früher geschah, unter dem Gesichtspunkt einer möglichen Hautschädigung betrachtet werden. Die Vermeidung von Hautschäden stellt bei dem heutigen Stand der Untersuchungstechnik kein Problem mehr dar. Um so größere Sorge bereiten dagegen die allgemeinen genetischen und somatischen Strahlenwirkungen, deren Bedeutung sich heutzutage noch nicht in vollem Umfang beurteilen läßt. In den letzten Jahren ist der Blick der Radiobiologen bzw. -pathologen und der Weltöffentlichkeit in erster Linie auf die genetischen Strahlenschäden gerichtet [282, 277, 272]. Ohne die Bedeutung der genetischen Gefahren schmälern zu wollen, kann man aber eine solche einseitige Betrachtungsweise bei dem heutigen Stand unserer Kenntnisse über somatische Schädigungsmöglichkeiten [z. B. 275] nicht mehr als befriedigend ansehen.

Die japanischen Erfahrungen nach den Atombombenexplosionen [242, 244] sowie die Untersuchungen von COURT BROWN an röntgenbestrahlten Patienten [268–270] zeigen mit Sicherheit, daß eine Erhöhung der Leukämierate durch ionisierende Strahlen erfolgen kann. Auch andere Autoren haben das bestätigt [274, 278, 280, 281], und BEGEMANN hat durch katamnestische Untersuchungen an einem großen Krankengut von Lungentuberkulosen erstmalig auch nachweisen können, daß nach langjährig und vielfach wiederholten Röntgenuntersuchungen eine Erhöhung der Leukämiehäufigkeit bei dieser Patientengruppe eintreten kann [267]. Auch eine Verkürzung der Lebenserwartung nach vermehrter Strahlenexposition muß heutzutage als sehr wahrscheinlich angenommen werden [283, 211].

Für die Induzierung von Keimzellenmutationen durch ionisierende Strahlen gibt es offenbar keinen Schwellenwert, unterhalb dessen eine Strahlenexposition als völlig wirkungslos angesehen werden darf [282, 277, 272, 275, 276, 266, 250]. Auch für die somatischen Schäden muß man sowohl auf Grund theoretischer Berechnungen [275], als auch auf Grund der Erkenntnis, daß diese zu einem erheblichen Teil durch somatische Mutationen (vorwiegend Ploidie-Mutationen) entstehen [276], heutzutage annehmen, daß kein echter Schwellenwert existiert. Es gibt also nach dem heutigen Stand unserer Kenntnisse weder eine genetische noch eine somatische Toleranzdosis. Man muß aus diesen Feststellungen die Folgerung ziehen, bei Röntgenuntersuchungen jeden einzelnen diagnostisch nicht erforderlichen Ionisationsakt im Körper des Patienten zu vermeiden, oder – anders ausgedrückt – die Menge der absorbierten Strahlenenergie („absorbed dose“; „Energiedosis“) sowohl im gesamten Körper als auch in den Keimzellen möglichst klein zu halten.

Die ursprünglich als Maß für die Strahlenbelastung allein üblichen Angaben der Einfallsdosis geben lediglich Auskunft über die Hautbelastung. Sie reichen aber nicht aus, um die genetischen und somatischen Gefahren abzuschätzen. Die Gefährdung des Erbgutes kann ausschließlich bei Kenntnis der in den Keimdrüsen absorbierten Dosis beurteilt werden. Die Keimdrüsen- oder Gona-

endosis läßt sich sowohl am Patienten [210, 234, 235, 242, 243, 244, 251, 256, 257, 258, 261 u. a.] als auch bei Phantommessungen [285, 292, 297] in absoluten Werten bestimmen. Da sie aber, unter der Voraussetzung gleichbleibender sonstiger Untersuchungsbedingungen, stark von dem bei verschiedenen Körpergrößen und verschiedenen Untersuchungsarten wechselnden Abstand der Gonaden vom Rand des Hauteinfallfeldes abhängt [285, 292, 297, 221], haben absolute Angaben nur beschränkten Wert für die Beurteilung des Einflusses der Durchleuchtungsbedingungen auf die Gonadendosis. Es ist deshalb wichtiger, ihre prozentuale Änderung beim Wechsel der Untersuchungsbedingungen zu kennen. Einfallsdosis und Gonadendosis ändern sich nur dann im gleichen Sinn und in annähernd gleichem Maßstab, wenn bei einer Variation einzelner Untersuchungsbedingungen die Feldgröße und die Strahlenqualität konstant bleiben. Die erste Bedingung – gleiche Feldgröße – haben wir bei allen unseren Untersuchungen über die Durchleuchtung eingehalten. Insofern hat die Angabe der Einfallsdosis auch für die Beurteilung der Gonadendosis eine gewisse Bedeutung. Der Einfluß der Strahlenqualität auf die Gonadendosis muß allerdings durch zusätzliche Messungen an hierfür geeigneten Phantomen geprüft und bei Auswertung der Phantomuntersuchungen über die Detailerkennbarkeit berücksichtigt werden.

Als Maß für die somatische Gefährdung kann in erster Näherung die Volumens- oder Raumdosis benutzt werden [242, 269], und zwar die Gesamtvolumendosis [285], d. h. also die im gesamten Untersuchungsobjekt im Nutz- und reinen Streustrahlenbereich absorbierte Dosis. Die Leukämierate geht allerdings nach neueren Untersuchungen von COURT BROWN eher der mittleren Knochenmarksdosis parallel [270], jedoch läßt sich diese bis jetzt nur ungefähr errechnen, während die Volumendosis nach den Methoden von WACHSMANN [303], MAYNEORD [298] oder FEDDEMA und OOSTERKAMP [289] auch gemessen werden kann. Wenn man die Erhöhung der Leukämierate und die mögliche Verkürzung der Lebenserwartung gleichzeitig berücksichtigt, dürfte die Gesamtvolumendosis auf jeden Fall das zweckmäßigste Maß für die somatische Gefährdung sein. Die Volumendosis ändert sich bei gleichbleibender Feldgröße in dem für Durchleuchtungen in Frage kommenden Bereich der Strahlenqualität fast immer im gleichen Sinn, wenn auch nicht im gleichen Maßstab wie die Einfallsdosis [219, 285]. Messungen der Einfallsdosis geben deshalb wenigstens einen Anhalt für die Richtung der Änderung der Volumendosis bei Variation der Durchleuchtungsbedingungen.

Die Streustrahlung im Raum, die für die Strahlenbelastung des Untersuchers verantwortlich ist, verhält sich gegenüber Änderungen der Untersuchungsbedingungen ähnlich wie die Gonadendosis, wie u. a. aus Untersuchungen von FRIK, BUCHHEIM und HÜRZELER [291] hervorgeht. In dem hier gegebenen Rahmen soll uns aber in erster Linie die Belastung des Patienten interessieren.

Um ein endgültiges Urteil über die Bedeutung der Strahlenbelastung des

Patienten zu gewinnen, wäre es zweckmäßig, ein gemeinsames Maß für die Gonaden- und Volumendosis zu finden. Das gegenseitige Abwägen der Bedeutung genetischer und somatischer Schäden ist nun freilich nicht nur ein biologisches, sondern auch ein philosophisches Problem. Wenn man sich auf die biologischen Gesichtspunkte beschränkt, gelingt eine gemeinsame Betrachtung beider Gefährungskomponenten dadurch, daß man den prozentualen Anteil der tatsächlich gemessenen Gonaden- und Volumendosen an der natürlichen Gonaden- bzw. Volumenbelastung während des fortpflanzungsfähigen bzw. durchschnittlichen Lebensalters summiert [292]. In dem Bericht über unsere Dosismessungen haben wir diesen Versuch unter-
nommen.

Für die gemeinsame Betrachtung von Detailerkennbarkeit und Dosis bei der Durchleuchtung im größeren Rahmen ist diese Methode allerdings noch zu wenig untermauert und auch zu kompliziert. Hierfür erweist es sich trotz aller grundsätzlichen Bedenken immer noch als das Praktischste, im allgemeinen von der Einfallsdosis auszugehen und nur für wichtige Einzelfälle auch die Gonaden- und Volumendosis zu berechnen. Die Bedenken gegen die Benutzung der Einfallsdosis als Maß für die Strahlenbelastung werden dadurch etwas gemindert, daß einerseits der prozentuale Anteil der Gonadendosis an der natürlichen Strahlenbelastung, vor allem bei Thoraxuntersuchungen, meist wesentlich geringer als der der Volumendosis ist, und sich andererseits Einfallsdosis und Volumendosis bei Variation der Untersuchungsbedingungen meist gleichsinnig ändern.

Auch wir haben uns deshalb entschlossen, bei unserem Bericht über die Phantomuntersuchungen zur Detailerkennbarkeit die „Dosis“ bei der Durchleuchtung in der Regel zunächst als Einfallsdosis anzugeben. Vor zu weitgehenden Schlüssen aus dem Vergleich von Einfallsdosen bei der Durchleuchtung sei aber eindringlich gewarnt und auf die ergänzenden Messungen der Volumen- und Gonadendosis hingewiesen. Unter Berücksichtigung der in Kapitel III, Abschnitt 3 getroffenen Feststellung, daß nur die Wahrnehmungswahrscheinlichkeit und nicht die Wahrnehmungszeit einen brauchbaren Maßstab für die Detailerkennbarkeit darstellt, drücken wir die Einfallsdosis als Dosisleistung aus und verzichten auf eine Summierung der Dosis über die gesamte Durchleuchtungszeit, wenn wir verschiedene Durchleuchtungsbedingungen miteinander vergleichen.

6. Praktische Durchführung und Auswertung der Phantomuntersuchungen, Dosis- und Leuchtdichtemessungen

In die Ergebnisse von Untersuchungen über die Detailerkennbarkeit geht eine Reihe nicht meßbarer, vor allem psychologischer Faktoren ein, die die Beurteilung erschweren. Es ist deshalb ganz besonders wichtig, daß wenigstens alle diejenigen Untersuchungsbedingungen, die sich durch Messungen

prüfen lassen, mit größter Genauigkeit eingehalten werden. Um welche Faktoren es sich dabei handelt, kann im einzelnen aus Spalte A der Tabelle 1 im I. Kapitel entnommen werden. Hier sei nur noch einmal auf diejenigen Punkte hingewiesen, bei denen Schwierigkeiten in der praktischen Durchführung der Untersuchung entstehen können.

In diesem Zusammenhang ist vor allem zu bemerken, daß die Einstellung der Durchleuchtungsspannung und -stromstärke nach den Angaben auf den Skalen und Meßinstrumenten der Schalttische für experimentelle Zwecke in der Regel zu ungenau ist. CHANTRAINE und PYCHLAU haben betont, daß auch für den praktischen Durchleuchtungsbetrieb eine Nachprüfung der Genauigkeit der Schalttischeinstellungen oft wünschenswert ist [24, 25]. Die durch den Apparatehersteller durchgeführte Eichung der Spannungs- und Stromanzeige bei der Durchleuchtung gilt in vielen Fällen nur für einen mittleren Bereich der Spannung und Stromstärke sowie mittlere Längen der Röhrenkabel. Es ist deshalb notwendig, daß die elektrischen Werte für die Durchleuchtung durch Messungen im Hochspannungskreis am Betriebsort der Apparate und mit den tatsächlich benutzten Röhrenkabeln nachgecheckt werden. Besonders groß sind die Abweichungen zwischen Skalenwerten und wahren Werten oft bei großen Kabellängen im Bereich hoher Spannungen und geringer Stromstärken. Hier beträgt die wahre Stromstärke gelegentlich nur ein Drittel des angezeigten Wertes. Daß die wahren Werte um mehr als 10% höher als die angezeigten liegen, kommt allerdings auch im ungünstigsten Fall nicht vor.

Angaben über die Filterung der Strahlung sollen die Gesamtfilterung einschließlich der Eigenfilterung von Röhrenwand und -haube berücksichtigen. Auch die Filterung durch die Stützwand des Untersuchungsgerätes darf nicht vergessen werden.

Besondere Sorgfalt ist auch der Einstellung der Abstandsverhältnisse zu widmen. Die tatsächliche Entfernung des Röhrenbrennflecks vom Leuchtschirm ist oft nur schwer zu bestimmen. Insbesondere bei vergleichenden Untersuchungen mit mehreren Apparaten, Röhren und Untersuchungsgeräten können die Ergebnisse leicht durch Fehler verfälscht werden, die durch falsche Berechnung der Abstandsverhältnisse entstehen.

Wenn man die „Feldgröße“ bei der Durchleuchtung angibt, muß man gleichzeitig mitteilen, an welchem Ort diese gemessen wurde. Die Begrenzung des Feldes muß dabei in jedem Fall durch röhrennahe Blenden und nicht etwa nur durch schirmnahe Ausblendung des Gesichtsfeldes – z. B. durch Kompressionstabusse – erfolgen. Wir halten es für zweckmäßig, die Feldgröße in jedem Fall auf dem Durchleuchtungsschirm zu messen und auch bei Änderung des Fokus-Schirm-Abstandes immer wieder auf dem Schirm die gleiche Feldgröße einzustellen. Hierdurch behält das Gesichtsfeld bei allen experimentellen Untersuchungen immer die gleiche Größe, während das durchstrahlte Objektvolumen bei der Vergrößerung des Fokus-Schirm-Abstandes – der häufigeren Form der Abstandsveränderung – kleiner wird.

Daß die Brennfleckgröße der benutzten Röhren durch Nennung der Kantenlänge und nicht nur durch allgemeine Bezeichnungen wie „Feinfokusröhre“ definiert werden, sowie daß bei Streustrahlenblenden das Schachtverhältnis genannt werden muß, ist heutzutage eigentlich als selbstverständlich anzusehen. Leider erschweren ungenaue Angaben über diese Punkte in älteren Arbeiten den Vergleich mit früheren Untersuchungsergebnissen. Das Gleiche gilt für die häufig anzutreffenden ungenauen Angaben über den benutzten Leuchtschirm.

Der Betrachtungsabstand, d. h. der Abstand zwischen dem Leuchtschirm und den Augen der Versuchsperson, braucht nur mit einer Genauigkeit von etwa $\pm 25\%$ bekannt zu sein. Durch mechanische Fixierung des Kopfes bei der Durchleuchtung werden die Versuchspersonen stark behindert und ermüden bei längeren Untersuchungsreihen schneller, als wenn sie ihren Kopf frei bewegen können. Wir überlassen daher bei den experimentellen Untersuchungen die Wahl des Betrachtungsabstandes den Versuchspersonen und fordern nur, daß diese sich genau so wie bei der Durchleuchtung von Patienten verhalten. In der Regel ent-

spricht dann der Betrachtungsabstand etwa der Lage des Nahpunktes. Wir haben bei unseren Versuchspersonen Abstände von 12 bis 19 cm zwischen der Bleiglasoberfläche des Schirmes und der Nasenwurzel gemessen. Dabei schwankte bei den einzelnen Untersuchern der Betrachtungsabstand höchstens um $\pm 1,5$ cm.

Für alle Durchleuchtungsbeobachtungen einschließlich der Untersuchungen an Bildverstärkern ist eine ausreichende Dunkeladaptation erforderlich. Wenn mit normaler Durchleuchtungshelligkeit gearbeitet wird, fordern wir für experimentelle Untersuchungen eine mindestens 25 Minuten lange Adaptation in völliger Dunkelheit und lassen sicherheitshalber auch keine Verkürzung der Adaptationszeit durch Voradaptation mit Rotbrillen [189] zu, da die Wirksamkeit der Voradaptation stark von der Helligkeit am Aufenthaltsort abhängt [170].

Da die Leuchtdichte des Betrachtungsschirmes eines elektronenoptischen Bildverstärkers auch nach Herabsetzung der Dosis im allgemeinen noch um mehr als den Faktor 10^2 größer als bei normalen Leuchtschirmen ist, genügt es, die Empfindlichkeit des Auges für Beobachtungen an diesem Gerät um 2 Zehnerpotenzen weniger als für die normale Durchleuchtung anzuheben. Bei einem völligen Verzicht auf Dunkeladaptation würde man dagegen die diagnostischen Vorteile des Helligkeitsgewinnes am Bildverstärker nicht ausnutzen können. Wir fordern für das Arbeiten am Bildverstärker eine Adaptationszeit von 10 Minuten, da die Empfindlichkeit des Auges, die nach der Standardkurve von HEINSIUS und HAMBURGER [153] bereits nach einer Adaptation von 5 Minuten um 3 Zehnerpotenzen angestiegen ist, dann mit Sicherheit dem vorhandenen Leuchtdichteniveau angepaßt ist. Auch JANKER [72] und ARDRAN [204] stehen jetzt auf dem Standpunkt, daß bei der Durchleuchtung mit dem Bildverstärker wenigstens eine verkürzte Adaptation wünschenswert ist, nachdem in den ersten enthusiastischen Veröffentlichungen anderer Autoren die Notwendigkeit einer Adaptation völlig verneint wurde.

Die Zahl der zur Durchleuchtungsbeobachtung herangezogenen Versuchspersonen sollte an sich so groß wie möglich sein, jedoch läßt sich ein Kompromiß zwischen den Erfordernissen der statistischen Auswertung und denen der Vielseitigkeit der Untersuchungen nicht vermeiden. Nach Angaben von EVERS und SCHÖBER [394] sind die Ergebnisse von Phantomuntersuchungen nicht davon abhängig, ob die Versuchspersonen in der Röntgendurchleuchtung geübt sind oder nicht. Um den Verhältnissen der Praxis möglichst nahe zu kommen, ziehen wir dennoch Untersucher vor, die röntgenologisch tätig sind.

Die Versuchspersonen müssen vor Beginn der Untersuchungen darüber unterrichtet werden, welche Art von Details vorhanden sind, und an welchen Orten sowie nach welchem Verteilungsschema diese gesucht werden müssen. Ohne eine solche vorherige Orientierung erfolgen die Angaben der Versuchspersonen so unsicher und zögernd, daß hierunter auch die Vergleichbarkeit verschiedener in einer Untersuchungsreihe zusammengefaßter Beobachtungen leidet. Das Wissen um die Art und die ungefähre räumliche Verteilung der zu suchenden Testobjekte widerspricht auch nicht den Verhältnissen bei der praktischen Durchleuchtung. Ohne Kenntnis der normal-anatomischen Verhältnisse und der möglichen pathologisch-anatomischen Veränderungen kann auch am Patienten keine kunstgerechte Röntgenuntersuchung vorgenommen werden (siehe hierzu auch [358]).

Wir lassen die Versuchspersonen während der Durchleuchtung nach dem ihnen bekannten Schema der Detailanordnung die erkannten Details durch Angabe der Ringstellung (bei LANDOLTSchen Ringen) oder der Stellung im Phantom (bei Details, deren Form nicht erkannt zu werden braucht) dem Versuchsleiter ansagen, der diese Angaben in ein vorbereitetes Formblatt einträgt.

Die Ergebnisse von Phantomuntersuchungen werden durch Übung, Ermüdung und Erinnerungsvermögen der Versuchspersonen beeinflußt. Allen diesen Faktoren ist gemeinsam, daß sich ihr Ausmaß im Laufe eines längeren Untersuchungsganges spürbar ändert. Während die Übung in der Phantombeobachtung im Laufe zahlreicher Untersuchungsreihen immer weiter zunimmt, kann man für die Ermüdung im großen und ganzen sagen, daß sie nahe

dem Ende jeder einzelnen Untersuchungsreihe größer als am Anfang ist. Wir haben allerdings oft bei einzelnen Versuchspersonen auch zwischengeschaltete Erholungsphasen beobachtet, so daß man für den Verlauf der Ermüdung nicht einen einfachen geradlinigen Kurvenverlauf annehmen kann.

Der Einfluß der Erinnerung an eine bestimmte Detailanordnung ließe sich völlig ausschalten, wenn man die Ringstellung bzw. die Verteilung der Details nach jedem einzelnen Untersuchungsgang änderte. Bei umfangreichen Reihen läßt sich das aber aus zeitlichen Gründen nicht durchführen. Es bleibt deshalb nur die Möglichkeit, den Faktor „Erinnerung“ in die Ergebnisse eingehen zu lassen, indem man innerhalb einer geschlossenen Untersuchungsreihe die Detailstellung bei allen Untersuchungsgängen gleich läßt. Die Erinnerung nimmt dann vom Anfang bis zum Ende der Untersuchungsreihe zu, wobei allerdings nicht zu erwarten ist, daß die Zunahme genau proportional der Zahl der Untersuchungsgänge erfolgt. Auf jeden Fall werden sich aber die Einflüsse der Ermüdung und der Erinnerung z. T. gegenseitig aufheben. Wenn man dann noch jeden Untersuchungsgang zweimal – einmal mehr am Anfang und einmal mehr am Ende der Reihe – ausführen läßt, wird man die Störung der Untersuchungsergebnisse durch Ermüdung und Erinnerung sowie teilweise auch den Einfluß der Übung erheblich vermindern können.

Bei der Auswertung der Ergebnisse müssen statistische Methoden benutzt werden [447]. Diese lassen sich aber bei Untersuchungen über die Durchleuchtung nicht ebenso einfach und einwandfrei anwenden, wie das bei objektiven Messungen und auch bei Phantomuntersuchungen an *Röntgenaufnahmen* möglich ist. Da man bei Durchleuchtungsuntersuchungen fast immer in einem außerordentlich ungünstigen Leuchtdichtebereich arbeitet, sind die Schwankungen der Ergebnisse durch Einflüsse der aktuellen physiologischen und psychologischen Situation der Versuchspersonen viel größer und weniger kontrollierbar als bei der Betrachtung von *Röntgenaufnahmen*. Weiterhin lassen sich auch Fehler bei der Einstellung der Durchleuchtungsbedingungen durch Wiederholung des Versuches mit gleichen Bedingungen nicht ebenso gut objektivieren, wie das bei der Betrachtung von 2 nebeneinander aufgehängten Röntgenfilmen möglich ist.

Unter Berücksichtigung der Ergebnisse einer statistischen Analyse von NELSON [352] über den subjektiven und technischen Fehler bei Anfertigung und Auswertung von *Phantomaufnahmen* kann man den Fehler der Methode auch bei *Phantomdurchleuchtungen* weitgehend verkleinern. So erweist es sich z. B. auch bei Durchleuchtungen als zweckmäßig, Vergleichsuntersuchungen über verschiedene Durchleuchtungsbedingungen möglichst in einem geschlossenen Arbeitsgang zu erledigen, vor allem wenn die zu erwartenden Unterschiede in der Detailerkennbarkeit gering sind. Wenn man die Untersuchungen wegen ihres Umfangs auf größere Zeiträume verteilen muß, ist es notwendig, gewisse Standarddurchleuchtungsbedingungen bei jeder Untersuchungsreihe immer wieder erneut mit zu untersuchen. Man wählt hierfür am besten solche besonders interessierenden Bedingungen, bei denen nicht nur die relative, sondern auch die absolute Detailerkennbarkeit wesentlich ist, und erreicht so gleichzeitig für die betreffenden Bedingungen durch die Vergrößerung des Stichprobenumfanges eine bessere Sicherung der Ergebnisse.

Die Feststellung der relativen Detailerkennbarkeit erfolgt durch Berechnung des arithmetischen Mittels aus den Wahrnehmungswahrscheinlichkeiten der untersuchten Details. Zur Berechnung der Streuung der Mittelwerte ist es in den meisten Fällen am praktischsten, jeweils die Beobachtungsergebnisse einer einzelnen Versuchsperson als Klasse anzusehen. In manchen Fällen erweist es sich allerdings als zweckmäßig, auch andere Merkmale für die Klasseneinteilung zu benutzen. Aus der mittleren Abweichung der Mittelwerte läßt sich dann

die mittlere Abweichung der Differenz und hieraus wieder nach der t-Verteilung die Wahrscheinlichkeit P berechnen, mit der die Differenz der Mittelwerte als zufällig angesehen werden kann. Bei den Untersuchungen über die Detailerkennbarkeit erscheint es uns richtig, ähnlich, wie es vielfach im physiologischen Experiment gehandhabt wird, bereits eine Differenz von mehr als der einfachen mittleren Abweichung bzw. eine Wahrscheinlichkeit $P < 0,30$ zu beachten. Selbstverständlich werden wir der Differenz eine um so größere Bedeutung beimessen, je kleiner P wird.

Die Einfallsdosis muß an den für die Phantomuntersuchungen benutzten Apparaten und Geräten wenigstens für die wichtigsten Untersuchungsbedingungen direkt ionometrisch gemessen, da sich der Einfluß der Kabelkapazität auf Spannungsform und Röntgenstrahlenemission sowie die von der Röhrenalterung abhängigen Emissionsänderungen nicht sicher vorausberechnen lassen. Bei vergleichenden Untersuchungen an verschiedenen Geräten mit unterschiedlichem Fokus-Stützwand-Abstand gibt es ein klareres Bild, wenn man nicht die jeweilige Einfallsdosis an der Stützwand mißt, sondern in jedem Fall den gleichen Fokus-Kammer-Abstand benutzt bzw. diesen umrechnet.

Wenn sehr zahlreiche verschiedene Durchleuchtungsbedingungen geprüft werden, stellen Nomogramme zur Ermittlung der Einfallsdosis, wie sie u. a. von WACHSMANN [264] aufgestellt wurden, eine wertvolle Ergänzung der eigenen Dosismessungen dar.

Volumen- und Gonadendosen müssen in weiteren unabhängigen Untersuchungsgängen für die wichtigsten Durchleuchtungsbedingungen an anderen, speziell hierfür geschaffenen Phantomen bestimmt werden.

Bei Leuchtdichtemessungen muß ebenso wie bei der Bestimmung der Detailerkennbarkeit zwischen absoluten und relativen Messungen unterschieden werden. Bei der normalen Leuchtschirmhelligkeit sind photometrische Messungen wegen der in diesem Leuchtdichtenniveau geringen Unterschiedsempfindlichkeit mit erheblichen Fehlerquellen belastet. Wir bestimmen dennoch die absoluten Werte optisch-photometrisch, indem wir die Leuchtdichte des Schirmes durch Erhöhung der Stromstärke vorher um einen genau einstellbaren Faktor verstärken. Für relative Messungen bei Vergleichsuntersuchungen ziehen wir aber lichtelektrische Messungen vor. Auch die Leuchtdichtemessungen sollen wegen der möglichen Empfindlichkeitsschwankungen der Meßanordnung, soweit tragbar, in einem geschlossenen Arbeitsgang ausgeführt werden.

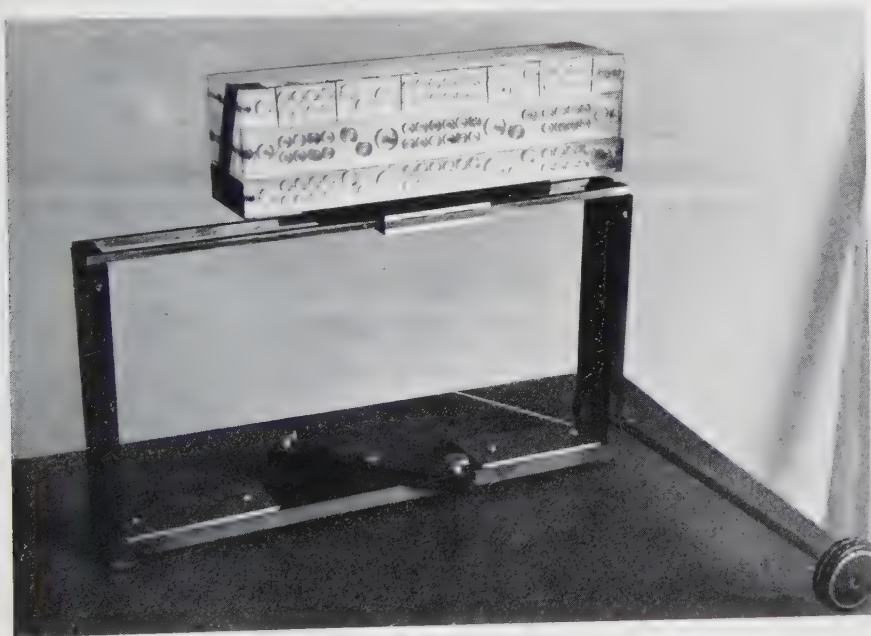
IV. Untersuchungen und Ergebnisse

1. Versuchsanordnungen

A. Phantome zur Ermittlung der Detailerkennbarkeit

1) Phantom mit LANDOLTSchen Ringen („Ringphantom“)

Das Phantom (Abb. 4a und b) wurde aus Teilen des von GAJEWSKI [328] in Anlehnung an SCHÖBER [418, 419] entworfenen Ringphantoms entwickelt und ist in seinem Grundaufbau bereits von FRIK und BUCHHEIM [219] beschrieben. Es enthält als Streukörper einen Plexi-



a

Abb. 4. Thoraxäquivalentes Phantom mit Plexiglasstreukörper von 8 cm Dicke und LANDOLTSchen Ringen aus Plexiglas (Ringphantom 1)).

- a) Übersichtsaufnahme des gebrauchsfertigen Phantoms. Der Plexiglasstreukörper ist auf einem Schlitten quer zum Strahlengang verschiebbar. Rechts unten ist der Drehgriff zur Verschiebung des Schlittens sichtbar, dessen Länge eine strahlengeschützte Bewegung des Phantoms von der dem Beobachter zugekehrten Seite des Leuchtschirmes aus gestattet.



Abb. 4 b) Röntgenaufnahme der Frontplatte des Phantoms mit LANDOLTSchen Ringen, ohne Streukörper aufgenommen (Detailgrößen auf dieser Aufnahme wie bei [219]).

glasblock von 8 cm Dicke und 10 mal 35 cm Frontfläche, dessen Schwächung etwa einem menschlichen Thorax von 22 cm Durchmesser entspricht. Als Details sind an der Frontplatte 36 nach Dicke und Durchmesser abgestufte, drehbare LANDOLTSche Ringe aus Plexiglas in Gruppen zu 1, 8, 3, 12, 3, 8 und 1 Details angebracht. Eine Übersicht über die Dimensionen der Ringe gibt Tabelle 3. Jede Ringgröße ist zweimal in dem Phantom vertreten. Die Details sind an dem Phantom nicht nach ihrer Größe geordnet. Das Phantom ist auf einem kleinen Schlitten quer zum Strahlengang beweglich und kann auf der Auflagefläche des Transportschlittens so gedreht werden, daß seine Details einmal auf der schirmnahen und einmal auf der schirmfernen Seite des Streukörpers liegen.

Tabelle 3
Detailgrößen des Ringphantoms 1)

Dicke in mm	Außendurchmesser (Schlitzbreite) in mm				
	2,5 (0,5)	3,5 (0,8)	5,0 (1,0)	7,5 (1,7)	11,0 (2,0)
2		×	×	×	×
4		×	×	×	×
6	×	×	×	×	
8	×	×	×		
10	×	×	×		

Gegenüber dem für die früheren Untersuchungen von FRIK und BUCHHEIM [219] benutzten Phantom zeichnet sich das hier beschriebene durch die gleichmäßige Abstufung der Detailgrößen sowie durch die Verwendung kleinerer und kontrastärmerer Details aus. Das Phantom ermöglicht die Beurteilung der Detailerkennbarkeit für scharf begrenzte Details mit relativ geringen, durch den Dichteunterschied zwischen Plexiglas und Luft hervorgerufenen Leuchtdichteunterschieden gegenüber der Umgebung.

Der Dichteunterschied zwischen Plexiglas und Wasser bzw. Gewebe ist bei Details in Form von LANDOLTSchen Ringen unerheblich, da nach Messung der Leuchtdichteunterschiede zwischen entsprechenden Plexiglasschichten ohne weiteres eine Umrechnung auf die Dicke gleich stark schwächender Gewebsschichten möglich ist.

Das Ringphantom 1) ist wegen seiner vielfältigen Abstufung unser Standardphantom. Die Details schwächen die Röntgenstrahlen stärker als der Streukörper, sind also „positive“ Details. Leider lassen sich bei LANDOLTSchen Ringen aus Plexiglas wegen der schwierigen Herstellung Abweichungen in der Schlitzbreite um 0,1 bis 0,2 mm gegenüber den Norm-Maßen nicht vermeiden, jedoch wirken sich diese kleinen Differenzen bei größerem Beobachtungsumfang nicht spürbar aus.

2) Ringphantom mit positiven und negativen Details

Im Ringphantom 1) wurden die Details

Dicke mm	Durchmesser mm
2	3,5
4	3,5
6	2,5

durch Bohrungen in Form von LANDOLTSchen Ringen mit 6 mm Tiefe sowie 3,5; 5,0 und 7,5 mm Außendurchmesser ersetzt. Für diese 3 Detailgrößen ist also der Vergleich zwischen gleichartigen positiven und negativen Details möglich. Aus herstellungstechnischen Gründen war dabei die Beschränkung auf eine einzige Detaildicke bzw. -tiefe erforderlich.

3) Phantom mit Plexiglaskugeln („Kugelphantom“)

Als Streukörper wird ein mit Wasser gefüllter Tank aus 4 mm starkem Vinidur mit 10 cm lichter Weite in Richtung des Strahlenganges (= 22 cm Thoraxdurchmesser) und 35 mal 35 cm Frontfläche benutzt. Die Details sind Plexiglaskugeln mit 2, 3, 4, 5 und 6 mm Durchmesser. Jede Detailgröße ist zweimal vorhanden. Die Details sind an dem Phantom nicht nach Größen geordnet angebracht. Die Details müssen an 30 Punkten, die durch ein aus Bleiziffern und -strichen bestehendes Koordinatensystem gekennzeichnet sind, gesucht werden (Abb. 5). Details und Koordinatenbezeichnung werden mit breiten Kunststoff-Klebestreifen auf einen dünnen Pappdeckel geklebt, der an der Frontplatte des Wassertanks befestigt wird. Weil der Wassertank nur schwer beweglich ist, werden statt des Streukörpers die Röhre und der Leuchtschirm parallel verschoben.

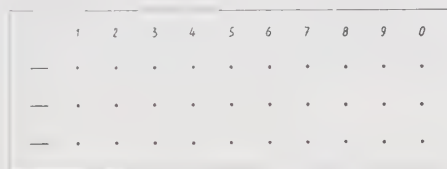


Abb. 5. Detailanordnung an den Phantom 3) bis 5). Die Abb. zeigt die aus dünner Pappe bestehende Frontplatte des Phantoms. Die Ziffern und die horizontalen Striche bestehen aus Bleiblech und dienen als Koordinaten zur räumlichen Orientierung. Die eingezeichneten (im Phantom selbst nicht sichtbaren) Punkte stellen die Orte dar, an denen Details vorhanden sein können.

Da bei Kugeln die Ausdehnung in Richtung des Strahlenganges nicht getrennt vom Durchmesser variiert werden kann, ist eine einfache Umrechnung von Plexiglaskugeln auf gewebsäquivalente Kugeln nicht möglich.

4) Kugelphantom mit Paraffin-Zucker-Kugeln

In dem Kugelphantom, das im übrigen dem Phantom 3) gleicht, sind jetzt nur Plexiglas-kugeln von 4, 5 und 6 mm Durchmesser sowie gleichgroße Kugeln aus einer Mischung von Paraffin und Puderzucker vorhanden. Nach den Angaben von CHANTRAINE [314] wurde diese Mischung empirisch auf die Dichte 1,0, d. h. auf Wasseräquivalenz, eingestellt. Das Phantom dient dazu, den Einfluß des Dichteunterschiedes zwischen Plexiglas und Wasser auf die Erkennbarkeit kugelförmiger Details festzustellen.

5) Phantom aus Plexiglaskegeln („Kegelphantom“)

Streukörper und Koordinatensystem sind die gleichen wie bei den Phantom 3) und 4). Das Kegelphantom enthält 3 Gruppen von Details aus Plexiglas:

- Kegel mit konstanter Höhe $h = 4$ mm:
Durchmesser der Grundfläche $2r = 2,5; 5,0; 10,0; 15,0; 22,5$ und $30,0$ mm.
- abgestumpfte Kegel mit konstanter Höhe $h = 4$ mm:
oberer Durchmesser $2r^1 = 4$ mm
Durchmesser der Grundfläche $2r = 6, 9, 12, 15$ und 18 mm.

- c) Kegel mit konstanter Grundfläche $2r = 10 \text{ mm}$:

Höhe $h = 2, 4 \text{ und } 6 \text{ mm}$.

Insgesamt handelt es sich um 13 verschiedene Detailgrößen, von denen jede nur einmal im Phantom vorhanden ist. Die Details sind im Phantom weder nach Gruppen noch nach Größen geordnet angebracht.

Das Phantom ermöglicht vergleichende Untersuchungen über die Detailerkennbarkeit bei flachem Kontrastgradienten.

B. Röntgenapparate

1) Stabiliphos:

Der Apparat ähnelt in vielem dem Therapieapparat Stabilivolt und liefert konstante Gleichspannung. Höchste einstellbare Durchleuchtungsspannung: 120 kV. Bei einer Stromstärke von 3 mA werden 108 kV erreicht.

2) Tridoros 3:

Drehstromapparat. Die Durchleuchtungsspannung ist durch technische Mittel so weit geglättet, daß die Spannungsform bei der Durchleuchtung der kontinuierlich konstanten Gleichspannung sehr nahe kommt. Benutzte Kabellänge: 14 m.

3) Heliophos Super:

Vierventilapparat. Benutzte Kabellänge: 6 m.

4) Pleophos 3:

Vierventilapparat. Benutzte Kabellänge: 8 m.

5) Helioskop 3:

Halbwellenapparat ohne Ventil. Kurze, freie Hochspannungsleitung zur Röhre ohne Kabel.

An den Apparaten 2) bis 5) sind Durchleuchtungsspannungen bis 90 kV einstellbar. Spannungs- und Stromanzeige wurden an allen Apparaten durch Messungen im Hochspannungskreis geeicht. Nur am Helioskop 3) konnte aus technischen Gründen keine Spannungsmessung mit der Funkenstrecke ausgeführt werden.

6) Stabilipan 200:

Therapieapparat mit kontinuierlich konstanter Gleichspannung von 50 - 200 kV (Liebenow-Greinacher-Schaltung). Der Apparat wurde zu Messungen der Streustrahlung im Objekt (Volumen- und Gonadendosismessungen) mit einer SRW-Therapieröhre in Ölhaube (Eigenfilterung einschließlich Therapieblende: ca. 2,5 mm Al-Gleichwert) benutzt.

C. Röntgenröhren

1) Pantix-Drehanodenröhre P 150/200 ö:

Gittergesteuerte Röhre für Aufnahmespannungen bis 150 kV. Betrieben am Stabiliphos
Optisch wirksamer Brennfleck: 2 mal 2 mm.

Eigenfilterung: ca. 2 mm Al Gleichwert.

2) Pantix-Drehanodenröhre P 125/2/50 ö:

Betrieben am Tridoros 3.

Optisch wirksame Brennflecke: a) 0,3 mal 0,3 mm (Feinstfokus)
b) 2 mal 2 mm.

Eigenfilterung: ca. 2 mm Al Gleichwert.

3) Pantix-Drehanodenröhre P 120/20/40 ö:

Betrieben am Heliophos Super und am Pleophos 3.

Optisch wirksame Brennflecke: a) 1,2 mal 1,2 mm,
b) 2 mal 2 mm.

Eigenfilterung: ca 2 mm Al Gleichwert.

4) Siemens-Röntgenröhre SRG 1,5:

Betrieben am Helioskop 3.

Optisch wirksamer Brennfleck: 1,5 mal 1,5 mm.

Eigenfilterung: ca 2 mm Al Gleichwert.

Vor dem Strahlenaustrittsfenster der Röhren bzw. an der Tiefenblende wurden je nach den geplanten Untersuchungsbedingungen Zusatzfilter von 2 bis 6 mm Aluminium angebracht. Die Filterangaben in der Beschreibung unserer Versuche bezeichnen die Gesamtfilterung.

D. Untersuchungsgeräte

1) Tele-Pantoskop mit Explorator Super,

betrieben am Stabiliphos.

2) Sireskop mit Explorator Super,

betrieben am Tridoros 3.

3) Pantoskop mit Explorator Super,

betrieben am Pleophos 3.

4) Helioskop 3.

E. Streustrahlenblenden

Feinstraster mit 28 Lamellen/cm und einem Schachtverhältnis von 7 : 1.

Verhältnis der Lamellenbreite zur Breite des Zwischenraumes zwischen den Lamellen 1 : 6.

Die in den Gruppen B bis E genannten Teile der Röntgeneinrichtungen sind sämtlich Erzeugnisse der Siemens-Reiniger-Werke A. G., Erlangen.

F. Durchleuchtungsschirme

Es wurden Leuchtschirme von 4 führenden deutschen und ausländischen Firmen benutzt.

Z. T. handelte es sich dabei um handelsübliche Schirmtypen. Zwei der Firmen haben uns

besondere Reihen von Versuchsmustern geliefert. Auf Wunsch der Industrie werden bei den vergleichenden Untersuchungen über Durchleuchtungsschirme keine Firmennamen genannt. Bei allen Schirmen handelt es sich um Zink-Cadmium-Sulfid-Schirme. Aktivatoren, Killer (zur Verkürzung des Nachleuchtens), Bindemittel, Aufbereitungs- und Gußverfahren sind uns im einzelnen nicht bekannt.

Für die vergleichenden Untersuchungen mit mehreren Leuchtschirmen wurde an einem Explorator Super der normale Leuchtschirm durch eine Bleiplatte ersetzt, in deren Mitte ein Feld von 10 mal 10 cm ausgespart ist. In dieses Feld wurden die verschiedenen Schirme mit einem Wechselrahmen eingesetzt.

Folgende Schirme standen uns zur Verfügung:

Hersteller A:

8 Schirme unterschiedlicher Belegungsstärke, gelbgrün leuchtend. ZnS : CdS = 58 : 42. Emissionsmaximum ca. 543 nm.

Leuchtstoffmenge/Flächeneinheit:

50 mg/cm²
60 mg/cm²
70 mg/cm²
80 mg/cm²
90 mg/cm²
100 mg/cm²
120 mg/cm²
140 mg/cm²

7 Schirme unterschiedlicher spektraler Emission, Belegungsstärke 100 mg/cm².

ZnS : CdS	70 : 30	, Emissionsmaximum 512 nm, blaugrün
	65 : 35	530
	62,5 : 37,5	533
	60 : 40	538
	57,5 : 42,5	548 , gelbgrün
	55 : 45	563
	50 : 50	580 , gelb.

Hersteller B:

7 Schirme unterschiedlicher Belegungsstärke, gelbgrün leuchtend. Emissionsmaximum 543 nm.

Leuchtstoffmenge/Flächeneinheit:

81 mg/cm²
94,5 mg/cm²
108 mg/cm²
124 mg/cm²
140 mg/cm²
189 mg/cm²
216 mg/cm²

Hersteller C:

2 handelsübliche Schirme mit unbekannter Belegungsstärke.

Schirm K: soll besonders kontrastreich sein, Emissionsmaximum 535 nm.

Schirm H: soll besonders hell sein, Emissionsmaximum 545 nm.

Hersteller D:

1 handelsüblicher Schirm, Baujahr 1953. Belegungsstärke etwa 1,6, gelbgrün leuchtend, Emissionsmaximum 540 nm.

G. Bildverstärker

Röntgen-Bildverstärker der N. V. Philips' Gloeilampenfabrieken, Eindhoven-Niederlande, mit Periskop-Optik der C. H. F. Müller A. G., Hamburg. Fabr.-Nr. 559.

Der Bildverstärker wurde bei dem ersten Teil der Untersuchungen an einem Behelssstativ in Verbindung mit dem Heliophos Super und einer Röhre P 120/20/40 ö benutzt. Bei den weiteren Untersuchungen wurde der Bildverstärker an dem Explorator Super eines Sireskops angebracht und am Tridoros 3 mit einer Röhre P 125/2/50 ö betrieben.

Verstärkungsgrad: ca. 1000fach.

Nutzbare Feldgröße des Auffangschirmes: 12,5 cm Ø.

Verkleinerung des Bildes auf dem Betrachtungsschirm: 9fach. Rückvergrößerung durch Periskop-Optik.

Für einige orientierende Untersuchungen standen auch Versuchsmuster von elektronenoptischen Röntgenbildverstärkern der Firmen Siemens-Reiniger-Werke A. G., Erlangen, und Westinghouse Electric International Company, New York, N. Y., zur Verfügung. Diese beiden Typen unterscheiden sich in Verstärkungsgrad und Betrachtungsoptik von dem erstgenannten, während die Feldgröße etwa gleich ist.

Verstärkungsfaktor und Kontrast aller benutzten Röntgen-Bildverstärker wurden nachgemessen und mit den Angaben der Herstellerfirmen bzw. der Literatur übereinstimmend befunden.

H. Feldgröße

Die Feldgröße betrug bei allen Untersuchungen, gemessen am Leuchtschirm, 10 mal 10 cm. Auch am Bildverstärker wurde die gleiche Feldgröße benutzt. Die Feldbegrenzung wurde durch fokusnahe Ausblendung mit der Siemens-Tiefenblende hergestellt.

J. Hilfsmittel für die Leuchtschirmbetrachtung

1) Runde Leselupe mit 10 cm Durchmesser, 2fach vergrößernd.

2) Quadratischer Rahmen von 5 cm Breite und äußerer Kantenlänge von 20 mal 20 cm zur Umfeldaufhellung mittels Elektrolumineszenz, hergestellt von Dr. STÜRMER.

Die Leuchtdichte der elektrolumineszenten Schicht kann kontinuierlich geregelt und der Leuchtdichte des Durchleuchtungsbildes angepaßt werden. Leuchtfarbe: gelbgrün.

K. Geometrische Bedingungen und Unschärfe

Bei allen Untersuchungen ohne und mit Bildverstärker mit Ausnahme der Vergrößerungsdurchleuchtung betrug der Fokus-Schirm-Abstand 70 cm.

Objekt-Schirm-Abstand bei schirmnaher Detailanordnung 10 cm, Vergrößerungsfaktor 1,167;
bei schirmferner Detailanordnung 20 cm, Vergrößerungsfaktor 1,4.

Bei der Vergrößerungsdurchleuchtung betrug der Fokus-Schirm-Abstand 96 cm.

Objekt-Schirm-Abstand bei schirmnaher und schirmferner Detailanordnung 36 cm, Vergrößerungsfaktor 1,6.

Schirmnahe Seite des Streukörpers bei der Vergrößerungsdurchleuchtung in schirmnaher Detailanordnung 36 cm und in schirmferner Detailanordnung 28 cm vom Leuchtschirm entfernt.

Gesamtunschärfen, berechnet aus geometrischer und Schirmunschärfe nach der Formel $U_{\text{ges}} = 3\sqrt{U_{\text{geom}}^3 + U_{\text{sch}}^3}$ für die Schirmunschärfen 0,4/0,5/0,6 mm:

FSA. Vergr.-F.	Brennfleckgrößen		
	2 mal 2 mm	1,2 mal 1,2 mm	0,3 mal 0,3 mm
70 cm			
1,167	0,465/0,55/0,63	0,415/0,51/0,61	0,404/0,5/0,6
70 cm			
1,4	0,835/0,86/0,9	0,56/0,62/0,69	0,404/0,502/0,602
96 cm			
1,6	1,215/1,235/1,253	0,76/0,79/0,84	0,412/0,508/0,608

Bei allen Untersuchungen ohne Bildverstärker betrug der Augen-Schirm-(Betrachtungs-)Abstand 12 bis 19 cm, im Durchschnitt 15 cm.

Bei 15 cm Betrachtungsabstand und einem Vergrößerungsfaktor von 1,167 beträgt der Schwinkel

für einen Detaildurchmesser von 1 mm etwa 26,3',
für einen Detaildurchmesser von etwa 2,2 mm 1°,
für eine Feldgröße von 10 mal 10 cm horizontal etwa 39°,
diagonal etwa 55°,
für eine Feldgröße von 20 mal 20 cm horizontal etwa 77°,
diagonal 108°.

L. Versuchspersonen

6 röntgenologisch tätige Ärzte standen als Versuchspersonen zur Phantombeobachtung zur Verfügung.

Lebensalter und Dauer der röntgendiagnostischen Tätigkeit bei den Versuchspersonen 1 bis 6 sind bei Versuchsbeginn:

Nr.	Lebensalter Jahre	Röntgentätigkeit Jahre
1	37	15
2	32	4
3	35	10
4	34	4
5	35	2
6	33	1

Die Versuchspersonen 1 bis 4 waren an allen Phantomuntersuchungen beteiligt. Meist wurden 5 Versuchspersonen eingesetzt, wobei Nr. 5 und 6 abwechselnd tätig waren. Soweit bei den einzelnen Versuchsreihen nicht ausdrücklich etwas anderes vermerkt ist, haben jeweils 5 Beobachter jeden Untersuchungsgang zweimal durchgeführt, so daß jede einzelne Detailgröße bei den Phantomen 1) bis 3) bei jeder Versuchsanordnung 20mal beobachtet wurde.

Die augenärztliche Untersuchung der Versuchspersonen, für die ich Frau Dr. GOETZE (Univ. Augenklinik Erlangen) zu Dank verpflichtet bin, ergab folgende Befunde:

a) Visus:

Vp. 1: R 5/4 p +0,75 = idem und Nd I in 40—20 cm
 L 5/4 p +0,75 = idem und Nd I in 40—20 cm
 Vp. 2: R 5/4 p +0,5 = idem und Nd I in 40—15 cm
 L 5/4 p +0,5 = idem und Nd I in 40—15 cm
 Vp. 3: R 5/4 p +0,5 abgl. und Nd I in 40—18 cm
 L 5/4 p +0,5 abgl. und Nd I in 40—18 cm
 Vp. 4: R 5/15 p -1,75 = 5/4 p und Nd I in 40—17 cm
 L 5/5 p -0,25 comb. zyl. -0,5 Achse 70° = 5/4 p
 und Nd I in 40—17 cm
 Vp. 5: R 5/4 p +0,75 = idem und Nd I in 40—18 cm
 L 5/4 p +0,75 = idem und Nd I in 40—18 cm
 Vp. 6: R 5/4 p +0,25 comb. zyl. +0,75 Achse 90° = 5/4 p
 und Nd I in 40—17 cm
 L 5/4 p +0,25 comb. zyl. +0,75 Achse 90° = 5/4 p
 und Nd I in 40—17 cm.

b) Dunkeladaptation:

Am Adaptometer nach GOLDMANN-WEEKERS (Fa. Haag-Streit A. G. Bern) wurde die absolute Lichtempfindlichkeit untersucht.

Vorhergehende Helladaptation: 10 min bei 1400 asb.

Gegenüber der Ausgangshelligkeit von 3,1 asb sank die absolute Empfindungsschwelle um 5 Zehnerpotenzen der Leuchtdichte

bei Vp. 1 nach 7 min,
 bei Vp. 2 nach 10 min,
 bei Vp. 3 nach 11 min,
 bei Vp. 4 nach 25 min,
 bei Vp. 5 nach 14 min und
 bei Vp. 6 nach 9 min.

c) Untersuchung mit objektiven Methoden (Spiegelung usw.):

Bei keiner der Versuchspersonen wurden erwähnenswerte pathologische Veränderungen festgestellt.

M. Meßanordnungen für die Dosismessungen

1. Bestimmung der Einfallsdosis

Die Einfallsdosen wurden in allen Fällen im Zentralstrahl bei 50 cm Fokus-Kammer-Abstand gemessen und auf 36 cm Fokus-Haut-Abstand umgerechnet.

Die Dosismessungen wurden mit der Fingerhutkammer am Universaldosismesser der Siemens-Reiniger-Werke A. G. als Messungen der Dosisleistung durchgeführt. Bei sehr kleinen Dosisleistungen wurden zusätzlich mit einer Becherkammer und dem Iontodor (Siemens-Röntgen-Dosismesser für Oberflächentherapie und Strahlenschutzmessungen) Messungen der Dosis vorgenommen.

2. Bestimmung von Gonaden- und Volumendosis

a. Phantome:

Als Abdomenphantom wurde ein Wasserphantom von $40 \times 40 \times 20$ cm mit 4 mm starkem Vinidurmantel benutzt, das in der Mitte einer seiner beiden großen Flächen (d. h. also von der Wasseroberfläche her) bei einem Fokus-Objekt-Abstand von 50 cm vertikal durchstrahlt wurde.

Mit einer Plexiglashalterung können in diesem Phantom in verschiedenen Entfernungen von der Mittelachse des Phantoms und in verschiedenen Tiefen Kondensatorkammern angebracht werden.

Zur Messung der Gonadendosis bei Thoraxuntersuchungen wurde an das Abdomenphantom ein Thoraxphantom aus Plexiglas und Pertinax angesetzt, das in Schwächung und Streuung einem Thorax von 26 cm Sagittaldurchmesser (gemessen im Inspirium) entspricht. Der Zentralstrahl wurde dabei auf mittlere Lungenfelder, links und rechts, gerichtet.

b. Meßmethoden:

Die Messungen wurden sämtlich mit 15-mm-Kugelkammern der Physikalisch-Technischen Werkstätten G. m. b. H., Freiburg im Breisgau, ausgeführt, die an einem Kondiometer der gleichen Firma ausgemessen wurden. Die Wellenlängenabhängigkeit der Empfindlichkeit der Kugelkammern wurde durch entsprechende Korrekturfaktoren berücksichtigt.

Feldgröße und Fokus-Schirm-Abstand waren die gleichen wie bei den Untersuchungen über die Detailerkennbarkeit. Die Messungen im Strahlenkegel wurden durch Kontrollmessungen mit einer Fingerhutkammer (SRW-Universal-Dosimeter) und einer Becherkammer (Iontodor) überprüft, wobei sich eine gute Übereinstimmung ergab.

Die Raumdosen im Strahlenkegel wurden nach KELLER [296] berechnet, die Raumdosen außerhalb des Strahlenkegels im reinen Streustrahlungsbereich durch Aufgliederung und Ausmessung von Teilvolumina nach dem Vorgehen von WACHSMANN [303] ermittelt.

Nähere Einzelheiten über Phantome, Meßmethoden und Ergebnisse finden sich bei CEN und FRIK [285], FRIK und CEN [412] sowie bei FRIK, FRIK und BUCHHEIM [292].

N. Leuchtdichtemessungen

1. absolute Messungen:

Für die absoluten Messungen wurde ein Universal-Photometer der Firma Schmidt und Haensch, Berlin, mit LUMMERSchen Kontrastwürfel benutzt.

Die Farbe der Vergleichslichtquelle war der Leuchtschirmfarbe angepaßt. Die Eichung des Photometers erfolgte nach Vorschrift des Herstellers mit einer Einfachwendellampe Osram Wi 6 E in „asb“.

Um in einem für die Unterschiedsempfindlichkeit günstigen Leuchtdichtebereich messen zu können, wurde mit einem Selen-Photoelement S 50, System Dr. B. Lange, und einem Multiflex-Galvanometer die zu untersuchende geringe Leuchtdichte zunächst lichtelektrisch gemessen. Sodann wurde die Leuchtdichte durch Erhöhung der Dosisleistung auf mehr als 1 asb erhöht, wobei der Verstärkungsfaktor mit dem Galvanometer überprüft wurde. Die so erhöhte Leuchtdichte wurde optisch-photometrisch gemessen. Die Division dieses Wertes durch den Verstärkungsfaktor ergab dann den tatsächlichen Wert für die zu untersuchende Leuchtdichte.

2. relative Messungen:

a) Um bei verschiedenen Spannungen und Filterungen mit der gleichen Leuchtdichte durchleuchten zu können, muß das Verhältnis der Leuchtdichte zur Stromstärke bei verschiedenen Strahlenqualitäten unter Berücksichtigung der Schwächung der Strahlung durch das Phantom bekannt sein. Wir greifen hierfür auf Messungen zurück, die von BUCHHEIM und KORSCHAK an unseren Apparaten mit einem Leuchtschirm von 70 mg/cm^2 ausgeführt wurden. Für diese vergleichenden Leuchtdichtemessungen wurde ein RCA-Photomultiplier mit einem Multiflex-Galvanometer benutzt. Die für unsere Zwecke interessierenden Werte sind in den Kurven der Abb. 6 dargestellt. Wir haben die Meßergebnisse der Multiplier-Messungen mit dem anschließend unter b) genannten Meßmethoden überprüft und eine gute Übereinstimmung gefunden. Bei anderen Feldgrößen, Abstandsverhältnissen und Phantomstärken sowie anderer spektraler Zusammensetzung der Primärstrahlung können die Ergebnisse natürlich abweichen. So hat z. B. KIRCHHOFF [32] bei größerem Feld und anderer Apparatur mit einer der unter b) genannten ähnlichen Methode einen um etwa 40 % geringeren Anstieg der Leuchtdichte mit der Spannung gemessen.

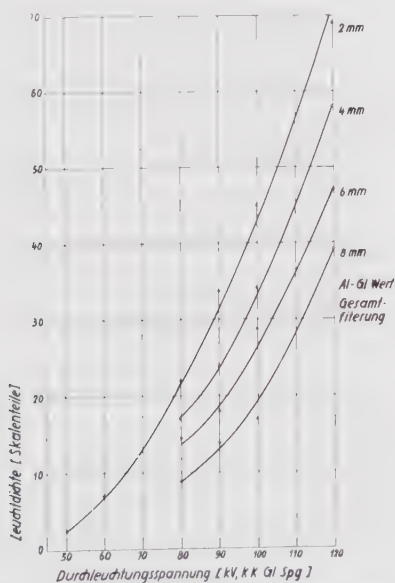


Abb. 6. Leuchtdichte eines Durchleuchtungsschirmes von Hersteller A mit einer Belegungsstärke von 70 mg Leuchtstoff pro cm^2 , in Abhängigkeit von der Strahlenqualität. Gemessen nach Durchtritt der Strahlung durch 10 cm Wasser bei 70 cm Fokus-Schirm-Abstand und einer Feldgröße von $10 \text{ mal } 10 \text{ cm}$ am Schirm. Gleichbleibende Stromstärke.

b) Für den Vergleich verschiedener Leuchtschirme und für Messungen der Leuchtdichteunterschiede zwischen Testobjekt und Streukörper wurde eine hochempfindliche Pressler-Photozelle 320 TUMU GAV mit Antimon-Caesium-Kathode benutzt (Hersteller: Vakuumtechnik G. m. b. H., Erlangen), deren spektrale Empfindlichkeitsverteilung durch ein Schott-Filter VG 10 von 1 mm Stärke der des dunkeladaptierten Auges angepaßt wurde (Abb. 7).

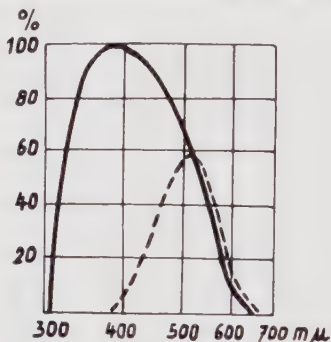


Abb. 7. Spektrale Empfindlichkeit einer Antimon-Caesium-Zelle —, korrigiert durch 1 mm starkes Schott-Filter VG 10 -----.

Über ein Netzanschlußgerät wurde an die Zelle eine konstante Saugspannung von 250 V gelegt. Die Messung des Lichtstromes erfolgte durch Messung des Spannungsabfalls an Hochohmwiderständen von 12000 und 1200 Megohm mit einem Quadrantenelektrometer.

Vergleichsmessungen zwischen Schirmen verschiedener spektraler Emission wurden ebenfalls mit der Antimon-Caesium-Zelle (dunkeladaptiert) ausgeführt, jedoch durch Messungen mit einem Selen-Photo-Element S 50 (Hersteller Dr. B. Lange, Berlin) ergänzt. Die spektrale Empfindlichkeit des Selen-Photo-Elementes entspricht ungefähr der Helligkeitsempfindung des Menschen (Abb. 8). Auf eine Korrektur durch Filter wurde bei dem Selen-Photo-Element verzichtet.

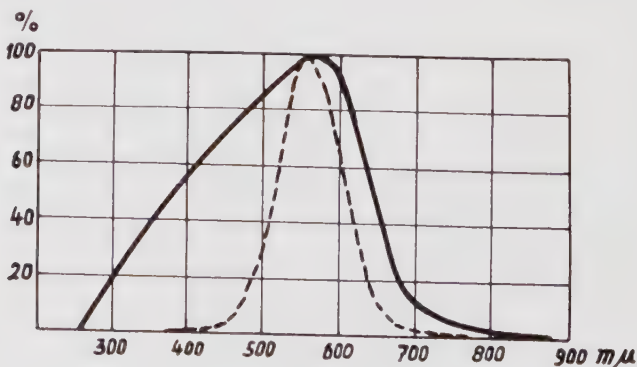


Abb. 8. Spektrale Empfindlichkeit eines Selen-Photoelementes —, Internationale Hellempfindlichkeitskurve -----.

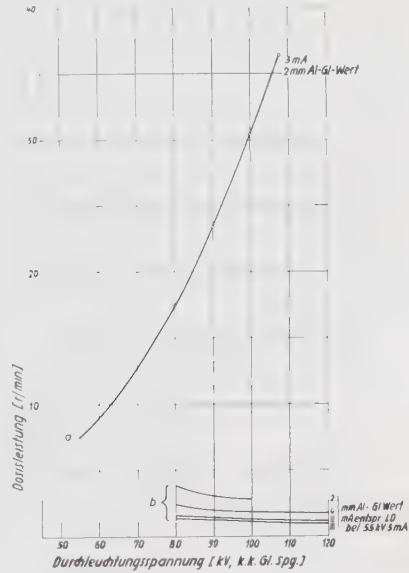
Bei allen lichtelektrischen Leuchtdichtemessungen wurde der Einfluß der Röntgenstrahlen auf die Photozellen durch das gleiche Bleiglas ausgeschaltet, das auch bei den Phantombeobachtungen benutzt wurde.

2. Dosismessungen

A. Die Einfallsdosen für Durchleuchtungsspannungen von 55 bis 108 kV kontinuierlich konstanter Gleichspannung wurden am Stabiliphos mit der Röhre P 150/200 ö und dem Tele-Pantoskop bei Eigenfilterung der Röhre und 3 mA Stromstärke in 50 cm Fokus-Kammer-Abstand gemessen und auf 36 cm Fokus-Kammer-Abstand umgerechnet (Abb. 9).

Abb. 9. Einfallsdosisleistung bei 36 cm Fokus-Kammer-Abstand bei verschiedenen Strahlenqualitäten:

- bei gleichbleibender Stromstärke und Filterung,
- bei gleicher Leuchtdichte (entsprechend der Leuchtdichte bei 55 kV, 2 mm Al-Gl.-Wert Gesamtfilterung, 3 mA), jedoch verschiedener Spannung und Filterung.



Die Kurve zeigt, daß bereits bei einer Spannungserhöhung von 55 auf 90 kV, wie sie in der Praxis oft zur Erhöhung der Leuchtdichte ohne gleichzeitige Verminderung der Stromstärke angewandt wird und von manchen Autoren [378] sogar auch für die Lungendurchleuchtung ausdrücklich empfohlen wird, die Dosis um mehr als das Dreifache ansteigt.

Weiterhin wurde bei sonst gleichen Bedingungen die Einfallsdosis für Durchleuchtungsspannungen von 80 bis 120 kV k. k. Gl. Spg. bei verschiedenen Filterungen und jeweils derjenigen Stromstärke gemessen, die nach den in Kapitel IV, Abschn. 1 unter N 2 a) (Abb. 6) aufgeführten Leuchtdichtemessungen die gleiche Leuchtdichte wie bei 55 kV, Eigenfilterung der Röhre und 3 mA ergibt.

Aus dem Vergleich der in Abb. 9 zusammengefaßten Kurven geht hervor, daß das Verhältnis der Einfallsdosis am Patienten zur Leuchtdichte am Schirm durch Änderung der Strahlenqualität in weitem Umfang variiert werden kann. Außerdem kann man diesen Kurven entnehmen, daß bei einem Streukörper von 10 cm Wasser durch eine Gesamtvorfilterung bis 6 mm Al Gleich-

wert bei gleichbleibender Leuchtdichte je 2 mm Al etwa 30 % an Dosis eingespart werden können, während eine weitere Verstärkung des Filters keinen nennenswerten Dosisgewinn mehr ergibt.

B. Für gleiche Spannungen, Filterungen und Stromstärken wurden an verschiedenen Apparaten und Röhren die Einfallsdosen gemessen. Die Meßergebnisse sind gemeinsam mit den Ergebnissen der Phantomuntersuchungen über die Detailerkennbarkeit in Abschn. 3f des Kapitels IV aufgeführt.

C. Die Dosisangaben des von WACHSMANN aufgestellten Nomogramms [264] zur Ermittlung der Strahlenbelastung des Patienten bei diagnostischen Maßnahmen wurden stichprobenartig für eine Reihe der von uns benutzten Durchleuchtungsbedingungen überprüft. Dabei ergaben sich keine die Meßfehler übersteigenden Abweichungen. Alle bei den Vergleichen zwischen Detailerkennbarkeit und Dosis genannten Einfallsdosen, soweit sie nicht Ergebnisse der Dosismessungen A und B darstellen, wurden deshalb dem Nomogramm von WACHSMANN entnommen.

D. Die Gesamtvolumendosis im Objekt innerhalb und außerhalb des Strahlenkegels wurde gemeinsam mit CEN im Wasserphantom (siehe Versuchsanordnung M 2a) in Abhängigkeit von der Strahlenqualität gemessen [285]. Abb. 10 zeigt für ein 20 cm starkes Objekt die Gesamtvolumendosen und die

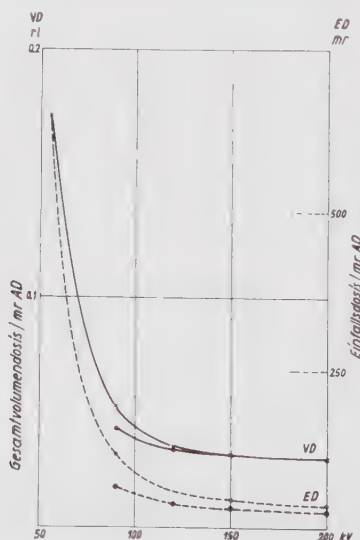


Abb. 10. Einfallsdosis (ED) und Gesamtvolumendosis (VD) in einem vertikal durchstrahlten Wasserphantom von 40 mal 40 cm Oberfläche und 20 cm Tiefe, bezogen auf gleichbleibende Austrittsdosis von 1 mr, in Abhängigkeit von der Strahlenqualität. Feldgröße am Schirm 10 mal 10 cm, 70 cm Fokus-Schirm-Abstand [285].

- - - - - · Einfallsdosisleistung bei 2 mm Al-Gl.-Wert Gesamtfiltrierung.
- ⊙ - - - - ⊙ Einfallsdosisleistung bei 6 mm Al-Gl.-Wert Gesamtfiltrierung.
- × ——— × Gesamtvolumendosis bei 2 mm Al-Gl.-Wert Gesamtfiltrierung.
- ⊗ ——— ⊗ Gesamtvolumendosis bei 6 mm Al-Gl.-Wert Gesamtfiltrierung.

Einfalldosen bei verschiedenen Spannungen (k. k. Gleichspannung) sowie Eigenfilterung und 6 mm Al-Gleichwert Gesamtfilterung einer Therapieröhre, bezogen auf gleiche Austrittsdosis. Da eine gleiche Austrittsdosis bei verschiedenen Durchleuchtungsschirmen und Strahlenqualitäten aber nicht einer gleichen Leuchtdichte entspricht, außerdem auch eine gleiche Leuchtdichte nicht, wie von manchen Autoren vereinfachend angenommen wird [360], einer gleichen Detailerkennbarkeit, werden in Abb. 11 die gleichen Dosis-komponenten auch noch bezogen auf mA/min dargestellt.

Die Kurven bestätigen, daß sich die Gesamtvolumendosis in jedem Fall bei Änderung der Strahlenqualität in dem von uns untersuchten Bereich gleichsinnig wie die Einfalldosis verhält.

Auf Grund des in diesen Messungen ermittelten Verhältnisses der Volumendosis im Nutzstrahlbereich zur Volumendosis im Streustrahlenbereich wurde für die Thoraxdurchleuchtung die Gesamtvolumendosis pro mA/min in Abhängigkeit von der Strahlenqualität errechnet [292], wobei für den Thorax ein Absorptionfaktor von 0,7 gegenüber wasseräquivalentem Gewebe angenommen wurde (Abb. 12).

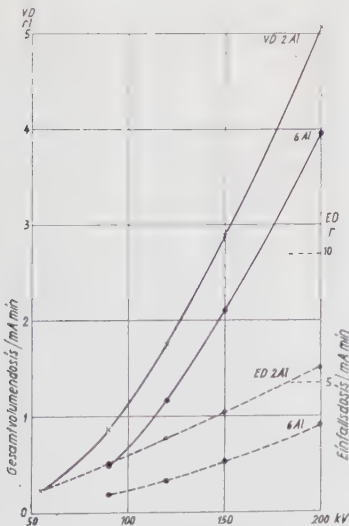


Abb. 11. Gesamtvolumendosis pro mA/min in Abhängigkeit von der Strahlenqualität [285]. Gleiche Bedingungen und Symbole wie bei Abb. 10.

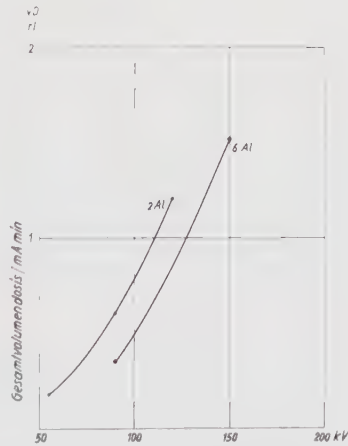


Abb. 12. Gesamtvolumendosis bei Thoraxuntersuchungen pro mA/min in Abhängigkeit von der Strahlenqualität bei 2 und 6 mm Al-Gl.-Wert Gesamtfilterung [292].

E. Die Gonadendosis bei Thoraxdurchleuchtungen mit kleinem Feld wurde gemeinsam mit D. FRICK und BUCHHEIM in Abhängigkeit von der Strahlenqualität pro mA/min gemessen [292]. Abb. 13 zeigt die Ergebnisse.

Die Gonadendosis bei Abdomeindurchleuchtungen ist auf Grund der Messungen von CEN und FRIK [285] in Abb. 14, ebenfalls in Abhängigkeit von der Strahlenqualität und pro mA/min, dargestellt.

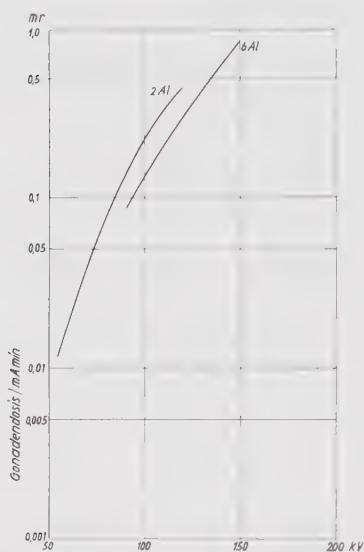


Abb. 13. Gonadendosis bei Thoraxuntersuchungen pro mA/min in Abhängigkeit von der Strahlenqualität bei 2 und 6 mm Al-Gl.-Wert Gesamtfilterung, gemessen an einem Thorax- und Abdomenphantom [292]. Angenommener Abstand der Gonaden vom Zwerchfell: 20 cm. 70 cm Fokus-Schirm-Abstand, Feldgröße 10 mal 10 cm am Schirm, Zentralstrahl in der Mitte des rechten bzw. linken Lungenfeldes in Hilushöhe, Mittelwert aus den Messungen an rechter und linker Lunge.

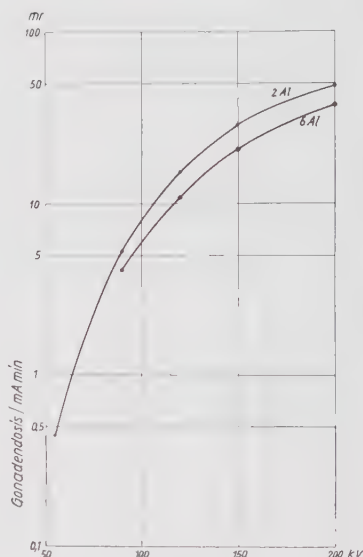


Abb. 14. Gonadendosis bei Abdomenuntersuchungen pro mA/min in Abhängigkeit von der Strahlenqualität bei 2 und 6 mm Al-Gl.-Wert Gesamtfilterung, gemessen an einem Abdomenphantom [285].

Angenommener Abstand der Gonaden vom Zentralstrahl zwischen 12,5 und 20 cm. 70 cm Fokus-Schirm-Abstand, Feldgröße 10 mal 10 cm am Schirm, Zentralstrahl in Phantommittle, Mittelwert aus den Messungen an 3 Punkten in dem genannten Abstandsreich.

F. Es wurde versucht, die Gesamtbelastung des Patienten bei Röntgenuntersuchungen in Abhängigkeit von der Strahlenqualität abzuschätzen. Zu diesem Zwecke wurde die jeweilige Volumendosis in ‰ der natürlichen Volumenbelastung bei durchschnittlicher Lebensdauer und die jeweilige Gonadendosis in ‰ der natürlichen Gonadenbelastung im Fortpflanzungsalter ausgedrückt. Die dabei zugrundegelegten Werte von

500 rl natürlicher Volumendosis und

5 r natürlicher Gonadendosis

können natürlich nur vorläufige grobe Näherungswerte darstellen.

Ihr Verhältnis zueinander, das uns in erster Linie interessiert, gewinnt aber dadurch an Wahrscheinlichkeit, daß auch die mutmaßlich genetisch und somatisch schädigenden Dosen

– wahrscheinliche Mutationsverdopplungsdosis [272] und wahrscheinliche Verzehnfachungsdosis für die Leukämierate [242] – in einem ähnlichen Verhältnis stehen.

Durch Addition der prozentualen Werte für Volumen- und Gonadendosis ergibt sich dann ein einheitlicher Ausdruck für die Gesamtbelastung des Patienten. Diese Gesamtbelastung pro mA/min ist in Abb. 15 für die Thoraxuntersuchung und in Abb. 16 für die Abdomenuntersuchung dargestellt.

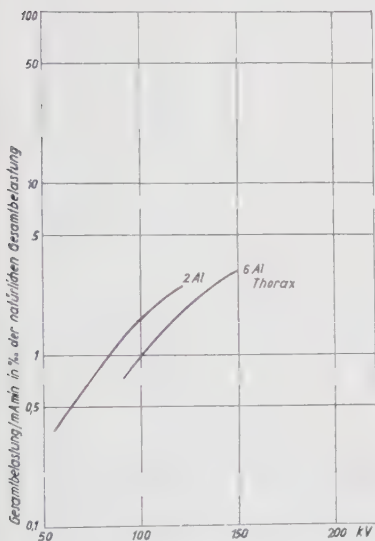


Abb. 15. Gesamtbelastung bei Thoraxuntersuchungen pro mA/min in Abhängigkeit von der Strahlenqualität bei 2 und 6 mm Al-Gl.-Wert Gesamtfilterung, ausgedrückt in $\%$ der natürlichen Gesamtbelastung (Gonaden- und Volumenbelastung).

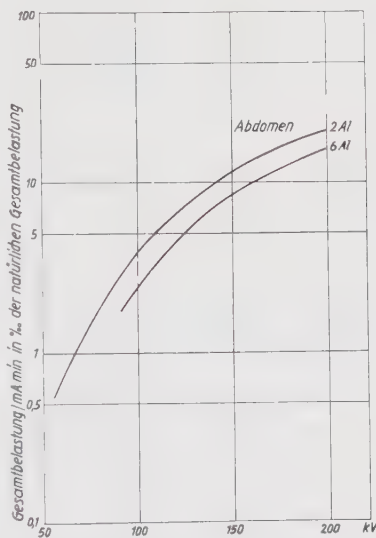


Abb. 16. Gesamtbelastung bei Abdomenuntersuchungen pro mA/min in Abhängigkeit von der Strahlenqualität bei 2 und 6 mm Al-Gl.-Wert Gesamtfilterung, ausgedrückt in $\%$ der natürlichen Gesamtbelastung (Gonaden- und Volumenbelastung).

Um auch einen Anhalt für die gegenseitige Abwägung der genetischen und somatischen Gefahren zu erhalten, wurde in Abb. 17 noch der prozentuale Anteil der Gonadenbelastung an der nach der geschilderten Methode errechneten Gesamtbelastung für Thorax- und Abdomenuntersuchungen bei verschiedenen Strahlenqualitäten dargestellt. Die Kurven zeigen, daß die genetische Gefährdung bei der Thoraxuntersuchung gegenüber den somatischen Gefahren nicht überbewertet werden sollte. Der Anteil der genetischen Belastung an der Gesamtbelastung beträgt hier nur zwischen rund 1 und rund 5 %, während er bei Abdomenuntersuchungen je nach der benutzten Strahlenqualität etwa 16–50 % (bei Lage der Gonaden außerhalb des Strahlenkegels) ausmacht.

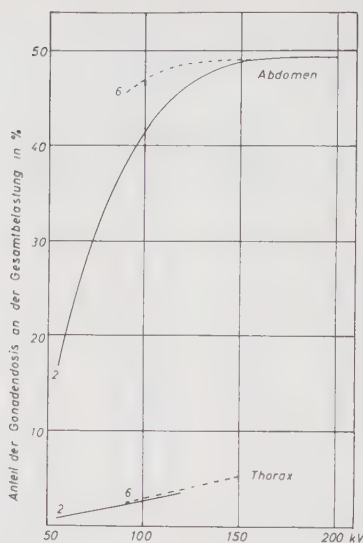


Abb. 17. Prozentualer Anteil der Gonadendosis an der Gesamtbelastung bei Thorax- und Abdomenuntersuchungen in Abhängigkeit von der Strahlenqualität für 2 und 6 mm Al-Gl.-Wert Gesamtfilterung.

3. Untersuchungen über die Detailerkennbarkeit bei Durchleuchtung mit Zink-Cadmium-Sulfid-Leuchtschirmen

a) Abhängigkeit der Detailerkennbarkeit von den Leuchtschirm-Eigenschaften

Bei Durchsicht der Untersuchungen anderer Autoren über die Detailerkennbarkeit bei der Durchleuchtung fällt auf, daß die Frage der Qualität des benutzten Leuchtschirmes meist kaum beachtet wird. Nachdem die Zinksilikat-Schirme etwa um das Jahr 1935 allgemein durch Zinkcadmiumsulfid („Zn-Cd-S“)-Leuchtschirme ersetzt waren, findet man in experimentellen Arbeiten höchstens noch Angaben wie „handelsüblicher Schirm der Firma XY“. Es erschien uns deshalb notwendig, mit der praxisnahen Methode der Phantombildung den Einfluß verschiedener variabler Faktoren bei Zn-Cd-S-Leuchtschirmen zu überprüfen und so den günstigsten Leuchtschirmtyp für die Durchleuchtung zu ermitteln.

Untersuchungsbedingungen:

Apparat:	Stabiliphos	
Spannung:	1) 55 kV,	2) 90 kV
Filterung:	2 mm Al	6 mm Al
Stromstärke:	3 mA	1,5 mA
Röhre:	P 150/200 ö, 2-mm-Fokus	
Streustrahlblende:	Feinstraster 7 : 1.	

Spannung, Filterung und Stromstärke entsprechen damit den in den früheren Untersuchungen von FRIK und BUCHHEIM bei Thoraxdurchleuchtungen verglichenen Durchleuchtungsbedingungen, die im weiteren vereinfacht als

- 1) 55/2/3
- 2) 90/6/1,5

bezeichnet werden sollen. 55/2/3 stellt ein Beispiel für eine relativ weiche, 90/6/1,5 ein Beispiel für die härteste nach den früheren Untersuchungen infragekommende Durchleuchtungsstrahlung dar.

1. Belegungsstärke (Leuchtstoffmenge/Flächeneinheit)

Von der Leuchtstoffmenge/Flächeneinheit hängt bei gleicher Leuchtstoffzusammensetzung und -verarbeitung die Dicke, Helligkeit und Zeichenschärfe des Leuchtschirmes ab.

Zur Beurteilung des Einflusses der Belegungsstärke auf die Leuchtdichte wurden vergleichende Leuchtdichtemessungen mit einer dunkeladaptierten Antimon-Caesium-Zelle (Versuchsanordnung N 2 b)) an Schirmen verschiedener Belegungsstärken der Hersteller A und B nach Durchgang der Strahlung durch einen Streukörper von 10 cm Wasser ausgeführt. Die Ergebnisse für 55/2/3 sind in Abb. 18 dargestellt. Die Leuchtdichtekurven decken sich

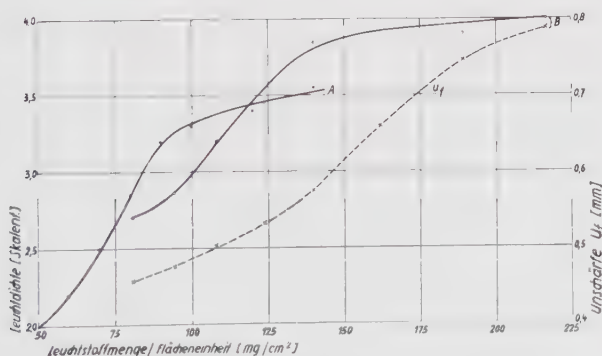


Abb. 18. Abhängigkeit der Leuchtdichte (—) und der Schirmunschärfe (----) von der Belegungsstärke bei Durchleuchtungsschirmen der Hersteller A und B. 55 kV, 2 mm Al-Gl.-Wert Gesamtfilterung, 3 mA, Streukörper von 10 cm Wasser.

bei den beiden Fabrikaten nicht. Diese Differenzen entstehen entweder durch unterschiedliche Aufbereitung des Zink-Cadmium-Sulfides oder durch verschiedene Gestaltung des Leuchtstoffträgers. Genauere Auskünfte hierüber waren von den Herstellern nicht zu erhalten. Beide Kurven steigen bis zu einer bestimmten Belegungsstärke (100 bzw. 140 mg/cm²) ziemlich steil an, um dann abzuflachen und schließlich ziemlich horizontal zu verlaufen. Wir haben in die gleiche Abb. 18 auch die von Frost gemessenen Werte für die Schirmunschärfe eingetragen. Die Schirmunschärfe nimmt etwa von dem

gleichen Bereich an, in dem die Zunahme der Leuchtdichte im Verhältnis zu der der Belegungsstärke geringer wird, relativ stärker als bei geringeren Leuchtstoffmengen/Flächeneinheit zu.

Für 90/6/1,5 verläuft die Leuchtdichtekurve bei verschiedenen Belegungsstärken ähnlich wie bei 55/2/3. Die Stromstärke bei 90/6 ist so gewählt, daß die Leuchtdichte des Schirmes mit Belegungsstärke 1,4 von Hersteller A das 2,15fache der Leuchtdichte bei 55/2/3 beträgt. Das Verhältnis der Leuchtdichten bei beiden benutzten Strahlenqualitäten ändert sich mit zunehmender Leuchtschirmbelegung erwartungsgemäß geringfügig zu Gunsten der härteren Strahlung (Abb. 19). Dabei ist die Tatsache bemerkenswert, daß die Änderung der Leuchtdichte mit der Strahlenqualität bei Durchleuchtungsschirmen verschiedener Fabrikate mit gleichen Mengen chemisch gleicher Leuchtstoffe verschieden groß sein kann.

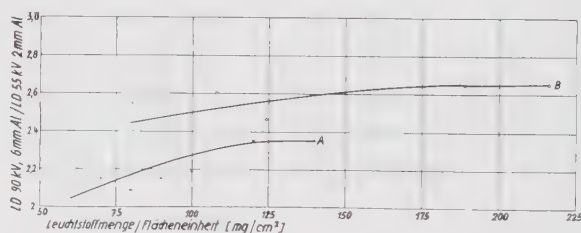


Abb. 19. Verhalten der Leuchtdichte von Durchleuchtungsschirmen der Hersteller A und B bei Änderung der Strahlenqualität in Abhängigkeit von der Belegungsstärke.

Man kann aus dem Verhalten der Leuchtdichte- und Unschärfekurven bereits vermuten, daß wahrscheinlich bei einer Belegungsstärke zwischen 100 und 140 mg/cm² auch die für die Detailerkennbarkeit günstigste Schirmdicke zu suchen sein wird.

Die Beziehungen zwischen Belegungsstärke und anderen Leuchtschirmeigenschaften auf der einen Seite sowie der Detailerkennbarkeit auf der anderen Seite können nur beurteilt werden, wenn die bei den benutzten Durchleuchtungsbedingungen vorhandene Leuchtdichte auch in absoluten Werten bekannt ist. Wir haben deshalb die vergleichenden Leuchtdichtemessungen für einen relativ helleuchtenden Schirm durch eine optisch-photometrische Leuchtdichtebestimmung nach Versuchsanordnung N 1 ergänzt:

Für den Durchleuchtungsschirm des Herstellers A mit 140 mg/cm² haben wir unter den gleichen Untersuchungsbedingungen wie bei den vergleichenden Leuchtdichtemessungen bei 90 kV, 6 mm Al-Gl.-Wert Gesamtfilterung und 3 mA nach mehrfacher Ablesung des Photometers durch mehrere Beobachter Leuchtdichten zwischen 0,0437 und 0,0441 asb gemessen. Wir können hiernach für die in Abb. 18 dargestellten vergleichenden Untersuchungen 0,01 asb = 3,59 willkürliche Einheiten (Skalenteile) setzen. Daraus errechnet sich die

Schirmleuchtdichte bei Thoraxdurchleuchtungen unter den gleichen Abstandsbedingungen mit einem Schirm mit 100 mg/cm^2 (Hersteller A)

für 55 kV, 2 mm Al-Gl.-Wert Gesamtfilterung, 3 mA auf 0,0084 asb,

für 90 kV, 6 mm Al-Gl.-Wert Gesamtfilterung, 1,5 mA auf 0,0184 asb

und für die optimalen Bedingungen nach Untersuchungsreihe 3b (90 kV, 6 mm Al, 1,0 mA) auf 0,0122 asb.

Es wäre an sich möglich, nach dem festgestellten Umrechnungsverhältnis alle Leuchtdichteangaben in absoluten Werten zu machen. Die Fehlerquellen bei der photometrischen Absolutbestimmung geringer Leuchtdichten farbigen Lichtes sind aber so groß, daß wir auf die Umrechnung aller Relativwerte verzichten. Unsere eigenen photometrischen Meßergebnisse bestätigen jedoch, daß wir der Größenordnung nach bei thoraxäquivalenten Phantom-Streukörpern mit ähnlichen Leuchtdichten wie andere Autoren arbeiten [185-188, 315, 358, 309, 52, 98].

Die Abhängigkeit der Detailerkennbarkeit von der Belegungsstärke der Leuchtschirme wurde mit dem Ringphantom 1) untersucht. Die Details wurden dabei sowohl in schirmnaher als auch in schirmferner Anordnung beobachtet. Wie bei den Leuchtdichteuntersuchungen wurden die Reihen verschieden stark belegter Schirme der Hersteller A und B untersucht. Die 8 Schirme des Herstellers A wurden außerdem am Tridoros 3 mit dem 0,3-mm-Fokus einer Röhre P 125/2,50 ö bei 55/2/3 geprüft. Das Ergebnis der Untersuchungen ist in Abb. 20 aufgezeichnet. Für die 8 Schirme des Herstellers A ist dabei ein Mittelwert aus 6 Untersuchungsgängen (55/2/3 und 90/6/1,5 am Stabiliphos mit 2-mm-Fokus und 55/2/3 am Tridoros 3 mit 0,3-mm-Fokus, jeweils schirmnah und -fern) berechnet. Die größte relative Detailerkennbarkeit ergibt sich bei 100 mg/cm^2 mit 38,41 %. Die statistische Auswertung der Ergebnisse geht aus Tabelle 4 hervor.

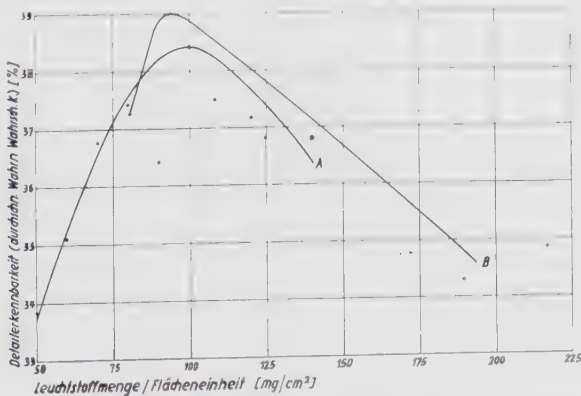


Abb. 20. Abhängigkeit der Detailerkennbarkeit von der Belegungsstärke der Durchleuchtungsschirme (Hersteller A und B).

Tabelle 4

Rel. Detailerkennbarkeit bei Schirmen des Herstellers A

Bel. Stärke (mg/cm ²)	DE ¹ %	σ %	σ_D %	P
50	33,77	2,24	1,21	< 0,01 > 0,001
100	38,41	1,93		
140	36,8	2,85		
			1,405	< 0,20 > 0,10

¹ Detailerkennbarkeit

Nach dieser Tabelle ist der gesamte Kurvenverlauf als wahrscheinlich nicht zufällig anzusehen, so daß die bessere Detailerkennbarkeit bei 100 mg/cm² Belegungsstärke gegenüber dünneren und dickeren Schirmen hinreichend gesichert ist. Die statistische Untersuchung der Unterschiede in der Detailerkennbarkeit zwischen Schirmen mit 50 und 100 mg/cm² wurde auch für einzelne Gruppen besonders kontrastarmer (2 und 4 mm dicker) sowie besonders kleiner (3,5 mm $\varnothing$) Details des Ringphantoms 1) durchgeführt.

Wegen der größeren Streuung bei kleinerer Wahrnehmungswahrscheinlichkeit gelingt die statistische Sicherung für diese Detailgruppen etwas schlechter als für das Gesamtphantom. Die Ergebnisse zeigen aber dennoch, daß die bessere Detailerkennbarkeit bei 100 mg/cm² gegenüber 50 mg/cm² sowohl die kontrastarmen als auch die kleinen Details betrifft.

Bei Aufgliederung der Untersuchungen nach den benutzten Brennfleckgrößen und Strahlenqualitäten fand sich das Maximum der Detailerkennbarkeit ebenfalls in jedem Fall bei 100 mg/cm². Für schirmfern angeordnete Details liegt das Maximum der Erkennbarkeit jeweils bei einer um ca. 10 bis 20 mg geringeren Belegungsstärke als bei schirmnaher Betrachtung.

Die Untersuchung der 7 Schirme des Herstellers B ergab ein ähnliches Bild wie bei Hersteller A (Abb. 20). Für die statistische Untersuchung wurde hier ein Mittelwert aus 4 Untersuchungsgängen (55/2/3 und 90/6/1,5, jeweils schirmnah und -fern) gebildet (Tabelle 5).

Tabelle 5

Rel. Detailerkennbarkeit bei Schirmen des Herstellers B

Bel. Stärke (mg/cm ²)	DE%	σ %	σ_D %	P
81	37,28	1,8	1,435	< 0,20 > 0,10
94,5	39,52	2,24		
189	34,3	2,19		
			1,71	< 0,05 > 0,02

Die Überprüfung der Ergebnisse von Tabelle 5 an einzelnen Detailgruppen zeigte für die besonders kontrastarmen Details mit $P < 0,3 > 0,2$ ebenfalls eine Überlegenheit des Schirmes mit 94,5 mg/cm² gegenüber 189 mg/cm².

Für kleine kontrastreiche Details gelingt die statistische Sicherung der Unterschiede in der Detailerkennbarkeit zwischen diesen beiden Belegungsstärken noch wesentlich besser. Wir sehen hierin einen Hinweis darauf, daß die Erkennbarkeit kleiner Details durch die größere Unschärfe bei zunehmender Leuchtschirmbelegung mehr als die der größeren, wenn auch kontrastärmeren, Details beeinträchtigt wird.

Auch für die Schirme des Herstellers B ist nach der statistischen Auswertung der Kurvenverlauf in Abb. 14 also mit großer Wahrscheinlichkeit als nicht zufällig anzusehen.

Die Aufgliederung der Ergebnisse nach den verschiedenen Durchleuchtungsbedingungen führte bei den Schirmen von Hersteller B zu den gleichen Ergebnissen wie bei den Schirmen von Hersteller A.

Die größere Leuchtdichtezunahme der Schirme des Herstellers B bei Änderung der Strahlenqualität und -menge von 55/2/3 auf 90/6/1,5 wirkt sich auf die Detailerkennbarkeit nicht nennenswert aus:

Zunahme der	Verhältnis der Schirme Hersteller B zu Hersteller A
Leuchtdichte	1,14 : 1
Detailerkennbarkeit	1,02 : 1.

Bei unserem Stichprobenumfang gelingt es weder für die Schirme des Herstellers A noch für die des Herstellers B, das Maximum der Detailerkennbarkeitskurve gegenüber den am nächsten danebenliegenden Werten statistisch zu sichern. Die Übereinstimmung der Maxima bei beiden Kurven verstärkt aber die Wahrscheinlichkeit, daß die Lage des Maximum bei 100 mg Leuchtstoff pro cm² echt ist.

Ergebnis:

Die Detailerkennbarkeit für scharf begrenzte Details eines thoraxäquivalenten Phantoms ist bei Durchleuchtung mit Zink-Cadmium-Sulfid-Leuchtschirmen am größten, wenn die Belegung rund 100 mg Leuchtstoff pro cm² beträgt. Bei Steigerung der Belegungsstärke bis etwa zu diesem Wert überwiegt der günstige Einfluß der Leuchtdichtezunahme den störenden der Zunahme der Unschärfe. Dieses Ergebnis ist für die untersuchten Bedingungen, die bei einer Belegung von 100 mg/cm² hinter 10 cm Wasser zu Leuchtdichten zwischen 0,0084 und 0,0184 asb führten, weder vom Fabrikat des Schirmes noch von der Brennfleckgröße oder der Strahlenqualität abhängig.

2. Spektrale Emission der Leuchtschirme

Da die bei der normalen Durchleuchtung vorkommenden Leuchtdichten dem Grenzgebiet des Stäbchen- und Zapfenschens entsprechen, läßt sich ohne praktische Versuche nicht entscheiden, ob es günstiger ist, das Emissions-

maximum der Durchleuchtungsschirme mehr dem Maximum der internationalen Hellempfindlichkeitskurve bei 554 nm oder dem der Dunkeladaptationskurve [195] bei 513 nm anzunähern.

Wir haben deshalb Leuchtdichtemessungen und Untersuchungen über die Detailerkennbarkeit an 7 Zink-Cadmium-Sulfid-Leucht-Schirmen des Herstellers A mit einer Belegung von 100 mg/cm² und verschiedenem prozentualen Gehalt an Zinksulfid durchgeführt. Das Emissionsmaximum der Schirme lag zwischen 512 und 580 nm (siehe Versuchsanordnungen F). Die Leuchtdichtemessungen sind in Abb. 21 aufgezeichnet. Sie wurden aus technischen Gründen ohne Streukörper bei 55/2/3 ausgeführt, sind also nur als Relativmessungen zu verwerten.

Die Abhängigkeit des Helligkeitseindrucks vom Empfindlichkeitsmaximum des Betrachtungs- bzw. Meß-Systems wird aus den Unterschieden zwischen den Meßergebnissen mit einem Selen-Photoelement und einer Antimon-Caesium-Photozelle (Empfindlichkeitsverteilung der Photozellen siehe Abb. 7 und 8) deutlich. Diese Leuchtdichtemessungen geben allein noch keinen verwertbaren Hinweis darauf, bei welcher Emission die beste Detailerkennbarkeit für Leuchtdichten um 0,01 asb zu erwarten ist.

Die Untersuchungen über die Detailerkennbarkeit wurden mit dem Ringphantom 1) bei schirmnaher Detailanordnung vorgenommen. Ihre Ergebnisse sind in Abb. 22 dargestellt. Die Mittelwerte wurden aus 20 einzelnen Untersuchungsgängen (je 2 bei 55,2,3 und 90 6,1,5 mit je 5 Versuchspersonen) berechnet.

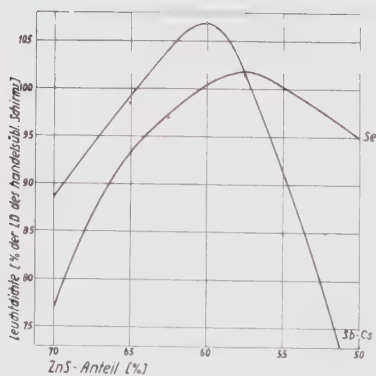


Abb. 21. Verhalten der Leuchtdichte von Zink-Cadmium-Sulfid-Durchleuchtungsschirmen mit verschiedenem Emissionsmaximum (ausgedrückt durch den unterschiedlichen Gehalt an Zinksulfid).

Se: gemessen mit Selen-Photoelement,
Sb-Cs: gemessen mit Antimon-Caesium-Zelle.

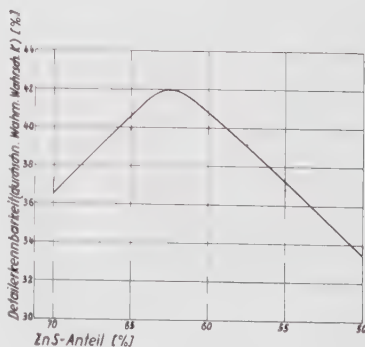


Abb. 22. Abhängigkeit der Detailerkennbarkeit von der spektralen Emission der Durchleuchtungsschirme (bzw. vom prozentualen Zinksulfidanteil).

Der Kurvenverlauf der Abb. 22 ist mit $P < 0,1 > 0,05$ zwischen 70 und 62,5 % ZnS sowie $P < 0,001$ zwischen 62,5 und 50 % ZnS hinreichend statistisch gesichert. Die Lage des Maximums gewinnt weiter noch dadurch an Wahrscheinlichkeit, daß es bei Aufgliederung der Ergebnisse nach den benutzten Strahlenqualitäten bzw. Leuchtdichten sowohl bei 55/2/3 als auch bei 90/6/1,5 an der gleichen Stelle liegt. Für 55/2/3, Leuchtdichte 0,0084 asb, fällt die Kurve der Detailerkennbarkeit bei Verringerung des ZnS-Anteils auf weniger als 57,5 % (Emissionsmaximum 548 nm) steil ab, während dieser Abfall bei 90/6/1,5, Leuchtdichte 0,0184 asb, erst bei weniger als 55 % ZnS (563 nm) erfolgt.

Für einzelne Gruppen kleiner oder kontrastarmer Details gelang es wegen großer Streuungen nicht, eine statistische Sicherung zu erreichen. Es ließ sich lediglich wahrscheinlich machen, daß die Unterschiede in der Erkennbarkeit alle Detailgrößen des Ringphantoms 1) etwa gleichmäßig betreffen.

Ergebnis:

Für Leuchtdichten um 0,01 asb ergeben Zink-Cadmium-Sulfid-Leuchtschirme mit einer Belegung von 100 mg/cm² bei einem ZnS-Anteil von 62,5 % und einem Emissionsmaximum von etwa 533 nm die beste Detailerkennbarkeit für scharf begrenzte Details eines thoraxäquivalenten Phantoms.

3. Verschiedene Leuchtschirm-Fabrikate

In Ergänzung zu den Untersuchungen 1 mit Schirmen der Hersteller A und B wurden Leuchtdichtemessungen und Phantomuntersuchungen an handelsüblichen Schirmen zweier weiterer Fabrikate, C und D, vorgenommen, um einen Eindruck von der Schwankungsbreite der Leuchtdichte und Detailerkennbarkeit bei Schirmen verschiedener Hersteller zu gewinnen. Die Leuchtdichtemessungen wurden mit Selen-Photoelement und Antimon-Caesium-Photozelle ohne Streukörper durchgeführt. Die Leuchtdichtewerte der folgenden Tabelle 6 gelten nur für 55,2/3 und sind auf den 100 mg-Schirm des Herstellers A = 100 bezogen.

Tabelle 6
Leuchtdichten von Leuchtschirmen verschiedener Fabrikate

Fabrikat	Se- Photoelement	Sb-Cs- Photozelle
A, 100 mg/cm ²	100	100
C, Schirm K	90	96,5
C, Schirm H	91	103,5
D	84	87
B	aus techn. Gründen nicht gemessen	

Die Untersuchungen über die Detailerkennbarkeit wurden mit Ringphantom 1) bei schirmnaher Detailanordnung ausgeführt. Da die Untersuchungen

der verschiedenen Fabrikate zu verschiedenen Zeitpunkten erfolgen mußten, wurde jeweils der 100-mg-Schirm des Herstellers A mit untersucht. Die Angaben für die relative Detailerkennbarkeit in der folgenden Tabelle 7 stellen Mittelwerte aus 2 Untersuchungen (bei 55/2/3 und 90/6/1,5) dar und sind wie die Leuchtdichteangaben auf den 100-mg-Schirm des Herstellers A bezogen. Als Maß für die Bedeutung der Differenz ist nur die Wahrscheinlichkeit P angegeben, da die Berechnung der Mittelwerte und der mittleren Abweichungen der Differenzen bei den verschiedenen Untersuchungsgängen in diesem Fall nicht vergleichbar ist.

Tabelle 7

Verhalten der Detailerkennbarkeit bei Leuchtschirmen verschiedener Fabrikate

Fabrikat	DE %	P	
A, 100 mg/cm ²	100	$< 0,6 > 0,5$	$< 0,8 > 0,7$
B, 94,5 mg/cm ²	102		
C, Schirm K	99	$< 0,5 > 0,4$	$< 0,3 > 0,2$
C, Schirm H	88,8		
D	89,8		

Die Spannungsabhängigkeit der Detailerkennbarkeit bei Leuchtschirmen verschiedener Fabrikate ist in Tabelle 8 als Verhältnis

Detailerkennbarkeit bei 90/6/1,5

Detailerkennbarkeit bei 55/2/3, bezogen auf Schirm A = 1,0 ausgedrückt.

Tabelle 8

Abhängigkeit der Detailerkennbarkeit von der Strahlenqualität bei Leuchtschirmen verschiedener Hersteller

Fabrikat	DE bei 90/6/1,5
	DE bei 55/2/3
A, 100 mg/cm ²	1,00
B, 94,5 mg/cm ²	1,02
C, Schirm K	0,945
C, Schirm H	0,948
D	0,98

Einzelne Detailgruppen wurden besonders beim Vergleich der Fabrikate A und C untersucht, da Hersteller C in seiner Werbung auf die überlegene Kontrastwiedergabe bei seinem Schirm K hinweist. Die Ergebnisse sind in Tabelle 9 als Mittelwerte aus 2 Untersuchungen (bei 55/2/3 und 90/6/1,5) niedergelegt.

Tabelle 9

Überprüfung einiger Ergebnisse der Tabelle 7 für einzelne Detailgruppen

Det. Größe	Fabrikat	DE %	σ %	σ_D %	P
2 mm dick	A, 100 mg/cm ²	18,6	3,5	1,4	< 0,3 > 0,2
	C, Schirm K	21,3	0		
	C, Schirm H	12,5	6,25		
2,5 mm $\varnothing$	A, 100 mg/cm ²	22,5	3,5	3,12	< 0,3 > 0,2
	C, Schirm K	18,1	2,62		
	C, Schirm H	18,7	5,3		

Kontrastarme Details werden demnach tatsächlich mit dem Schirm K des Herstellers C relativ am besten erkannt, während besonders kleine Details bei dem Schirm des Herstellers A die beste Erkennbarkeit aufweisen.

Ergebnis:

Handelsübliche Zink-Cadmium-Sulfid-Leuchtschirme verschiedener Fabrikate können sich selbst bei gleicher oder sehr ähnlicher Belegungsstärke in mehrfacher Beziehung erheblich voneinander unterscheiden. Bei den untersuchten Leuchtschirmen betrugen z. B. die Unterschiede der Detailerkennbarkeit für scharf begrenzte Details eines thoraxäquivalenten Phantoms bis zu 11,2 % des Bezugswertes für einen Schirm von Hersteller A. Diese Differenz ist die gleiche wie bei einer Verringerung der Belegungsstärke um 50 % von 2 auf 1! Auch die Spannungsabhängigkeit der Detailerkennbarkeit ist offenbar bei verschiedenen Herstellungsverfahren der Schirme unterschiedlich. Angaben über Leuchtdichten und Detailerkennbarkeit können deshalb bei sonst gleichen Bedingungen immer nur für einen bestimmten Schirm eines bestimmten Fabrikates gelten.

b) Detailerkennbarkeit und Dosis bei verschiedener Strahlenqualität und Schirmleuchtdichte

In den früheren Untersuchungen von FRICK und BUCHHEIM [219] über die Herabsetzung der Patientendosis bei Durchleuchtungen ist bereits das gleiche Problem behandelt worden. Damals wurde jedoch mit einem Leuchtschirm gearbeitet, dessen Belegungsstärke von 70 mg/cm² nach den später gewonnenen Erkenntnissen der oben beschriebenen Untersuchungsreihe als zu gering anzusehen ist. Außerdem entsprach das Ringphantom in seiner damaligen Zusammensetzung nicht den in Kapitel III, Abschn. 4 auseinandergesetzten Anforderungen hinsichtlich gleichmäßiger Abstufung und Verwendung genügend kleiner Detaildimensionen. Die früheren Untersuchungen wurden deshalb mit einem Leuchtschirm des Herstellers A mit 100 mg

Leuchtstoff/cm² und dem neu bestückten Ringphantom 1) wiederholt sowie für einen erweiterten Spannungs- und Leuchtdichtebereich ergänzt. Außerdem wurden Volumen- und Gonadendosis entsprechend den heutigen Erfordernissen stärker berücksichtigt.

Sonstige Untersuchungsbedingungen:

Apparat: Stabiliphos

Röhre: P 150/200 ö 2-mm-Fokus

Details: schirmnah

Streustrahlenblende: Feinstraster 7:1

Als Ausgangswert für Spannung, Filterung und Stromstärke wurde wiederum

55 kV, 2 mm Al-Gl.-Wert Ges.-Filt., 3 mA

benutzt. Diese Einstellung ist empirisch erforderlich, um bei einer Thoraxdurchleuchtung leidlich gut zu sehen. VAN DIJK nennt 54 kVs und 2 mA (ohne Angabe des FSA und der Filterung) als geringste Spannung und Stromstärke, mit denen man bei der Lungendurchleuchtung ausreichende Einzelheiten erkennen kann [317]. Unter Berücksichtigung des heute allgemein etwas größeren Fokus-Schirm-Abstandes kann man annehmen, daß sich unser Ausgangswert mit der Einstellung von VAN DIJK bis auf einen geringfügigen Unterschied in der Strahlenqualität deckt.

Wir haben nun, von dem „Ausgangswert“ ausgehend, Untersuchungsreihen verschiedener Art ausgeführt:

1. Spannungserhöhung bis 108 kV bei gleichbleibender Stromstärke und Filterung.
Leuchtdichte und Einfallsdosis steigen dabei entsprechend den in Abb. 19 und 22 gezeigten Kurven steil an.
2. Spannungserhöhung bis 100 kV bei gleichbleibender Filterung und Leuchtdichte¹.
Die benötigte Stromstärke und Einfallsdosis nehmen dabei mit zunehmender Durchleuchtungsspannung langsam ab.
3. Spannungserhöhung bis 120 kV bei gleichbleibender Leuchtdichte und 4 mm Al-G.-Wert Ges.-Filterung.
Stromstärke, Einfallsdosis und effektive Wellenlänge sind dabei für die gleiche Spannung kleiner als bei 2. Der Streustrahlenanteil ist entsprechend größer.
4. Spannungserhöhung bis 120 kV bei gleichbleibender Leuchtdichte und 6 mm Al-Gl.-Wert Ges.-Filterung.

¹ Da die Leuchtdichtemessungen mit einem 70-mg-Schirm und die Phantomuntersuchung mit 100 mg/cm² ausgeführt wurden, liegen die Leuchtdichten bei den Ph. U. um 1–3 % höher.

5. Spannungserhöhung bis 120 kV bei gleichbleibender Leuchtdichte und 8 mm Al-Gl.-Wert Ges.-Filterung.

Bei den Versuchsreihen 4 und 5 ändern sich die Verhältnisse weiter im gleichen Sinn wie bei Versuchsreihe 3.

6. Spannungserhöhung bis 120 kV bei doppelter Leuchtdichte und 4 mm Al-Gl.-Wert Ges.-Filterung.

Stromstärke und Dosis sind hierbei gegenüber Versuchsreihe 3 verdoppelt.

7. Spannungserhöhung bis 120 kV bei doppelter Leuchtdichte und 6 mm Al-Gl.-Wert Ges.-Filterung.

Stromstärke und Dosis sind hierbei gegenüber Versuchsreihe 4 verdoppelt.

8. Spannungserhöhung bis 120 kV bei dreifacher Leuchtdichte und 6 mm Al-Gl.-Wert Ges.-Filterung.

Stromstärke und Dosis sind hierbei gegenüber Versuchsreihe 4 verdreifacht.

Die wichtigsten Ergebnisse der 8 Versuchsreihen sind in Abb. 23 graphisch dargestellt. Tabelle 10 gibt eine Übersicht über Einfallsdosisleistung und relative Detailerkennbarkeit bei allen benutzten Durchleuchtungsbedingungen. Die Mittelwerte sind dabei aus je 5 Einzelwerten (Ergebnisse der 5 Beobachter) errechnet.

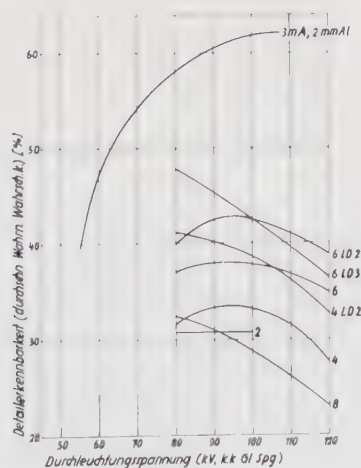


Abb. 23. Abhängigkeit der Detailerkennbarkeit von Spannung, Filterung und Leuchtdichte. Die Ziffern 2, 4, 6, 8 bezeichnen die Gesamtfilterung in mm Al Gl. Wert. Soweit diese Ziffern ohne weiteren Zusatz neben den Kurven stehen, wurde die Stromstärke so gewählt, daß die Leuchtdichte die gleiche wie bei 55 kV, 2 mm Al-Gl.-Wert Gesamtfilterung, 3 mA, war. LD 2 und LD 3 bedeuten, daß die Leuchtdichte durch Erhöhung der Stromstärke verdoppelt bzw. verdreifacht wurde.

Tabelle 10

Abhängigkeit der Detailerkennbarkeit von Spannung, Filterung und Leuchtdichte

Vers. Reihe	kV	Ges. Filt. mm Al	mA	Einf. Dosis r/min	DE%	σ %	σ_D % gegen Ausg. W.	P
Ausgangswert	55	2	3,0	7,5	39,7	6,03		
1	80	2	3,0	17,4	60,8	10,0	5,41	< 0,01 > 0,001
	90	2	3,0	23,4	58,1			
	100	2	3,0	30,5	59,5			
	108	2	3,0	36,4	63,0			
2	80	2	0,64	3,85	30,6			
	90	2	0,36	2,9	30,8			
	100	2	0,30	2,8	30,6			
3	80	4	0,74	2,14	31,7			
	90	4	0,52	2,0	32,8			
	100	4	0,38	1,9	34,2			
	120	4	0,23	1,8	27,5			
4	80	6	0,9	1,44	37,2			
	90	6	0,71	1,42	37,5			
	100	6	0,5	1,3	37,8			
	120	6	0,3	1,12	34,75			
5	80	8	1,17	1,38	32,5			
	90	8	0,79	1,19	31,1			
	100	8	0,6	1,02	28,1			
	120	8	0,35	0,87	23,1			
6	80	4	1,5	4,3	43,3	8,7	4,74	< 0,5 > 0,4
	90	4	1,0	4,0	37,2			
	100	4	0,75	3,6	39,4			
	120	4	0,41	2,56	32,8			
7	80	6	1,8	2,88	39,7			
	90	6	1,4	2,82	45,1	8,3	4,6	< 0,3 > 0,2
	100	6	0,9	2,7	41,4	5,7	3,7	< 0,7 > 0,6
	120	6	0,55	2,24	38,9			
8	80	6	2,7	4,32	47,8	5,25	3,57	< 0,1 > 0,05
	90	6	2,1	4,2	45,5	4,75	3,44	< 0,2 > 0,1
	100	6	1,3	3,5	41,4	5,60	3,68	< 0,7 > 0,6
	120	6	0,8	3,0	37,5			

Die Versuchsreihe 1 gibt Auskunft darüber, wie weit eine Spannungserhöhung bei gleichbleibender Stromstärke und Filterung zur Verbesserung der Detailerkennbarkeit sinnvoll ist. Bei 80 kV ist die Detailerkennbarkeit bereits

erheblich gegenüber dem Ausgangswert erhöht, allerdings unter gleichzeitiger Erhöhung der Einfallsdosis auf fast das 2½fache und entsprechender Erhöhung der Volumen- und Gonadendosis. Eine weitere Spannungssteigerung bessert die Detailerkennbarkeit nicht mehr nennenswert.

Wir haben bei dieser Versuchsreihe auch die Mittelwerte der zur Wahrnehmung erforderlichen Zeiten aus 10 Untersuchungsgängen (je 2 Beobachtungen von 5 Versuchspersonen) für die Beobachtung des gesamten Phantoms ermittelt. Sie betragen bei

55/2/3	1' 19''
80/2/3	1' 45''
108/2/3	1' 45''.

Die Verbesserung der Wahrnehmungswahrscheinlichkeit ist demnach auch schon bei der Phantombdurchleuchtung nicht mit einer Verkürzung der Durchleuchtungszeit gleichbedeutend.

Die Versuchsreihen 2 bis 8 dienen zur Ermittlung des günstigsten Verhältnisses zwischen Detailerkennbarkeit und Einfallsdosis. Bei der Beurteilung dieses Verhältnisses sind wir davon ausgegangen, daß die Dosisleistung von 7,5 r/min bei 55/2/3 schon so hoch ist, daß sie auf keinen Fall überschritten werden sollte, da nach Durchleuchtungen von wenigen Minuten Dauer unter diesen Bedingungen z. B. bereits faßbare Reaktionen von seiten des vegetativen Systems entstehen können. Es ist also auf jeden Fall notwendig, die Dosisleistung bei der Durchleuchtung weiter herabzusetzen. Wir dürften deshalb nur ein solches Verhältnis zwischen Detailerkennbarkeit und Dosis als „günstig“ bezeichnen, bei dem zum mindesten die Einfallsdosis wesentlich geringer und die Detailerkennbarkeit mindestens ebenso hoch wie bei 55/2/3 ist.

Die Forderung nach geringerer Einfallsdosis ist in allen Versuchen der Reihen 2 bis 8 erfüllt. Eine gleiche oder höhere Detailerkennbarkeit erreicht man dagegen nur, wenn man gleichzeitig die Leuchtdichte erhöht und die Spannung nicht über 100 kV steigert.

Die stärkste Herabsetzung der Einfallsdosis bei gleichzeitig erhöhter Detailerkennbarkeit findet sich in Versuchsreihe 7 für 90 kV, 6 mm Al-Gl.-W.-Filt., 1,4 mA und für 100 kV, 6 mm Al-Gl.-W.-Filt., 0,9 mA. Die Erkennbarkeit kontrastarmer Details ist aber bei 100 kV etwas geringer als bei 90 kV (Tabelle 11). Wir sehen deshalb das Verhältnis der Detailerkennbarkeit zur Einfallsdosis bei 90 kV, 6 mm Al-Gl.-W.-Filt., 1,4 mA als das günstigste an.

Tabelle 11

Erkennbarkeit kontrastarmer Details bei 90/6/1,4 und bei 100/6/0,9

Det. Größe	kV	mm Al	mA	DE %	σ%	σ _D %	P
2 mm dick	90	6	1,4	16,3	13	6,6	< 0,5 > 0,4
	100	6	0,9	11,25	7		

Wir haben im Laufe eines Jahres die Detailerkennbarkeit bei dem Ausgangswert 55 2/3 und bei 90/6/1,5 (aus einstelltechnischen Gründen wurden 1,5 statt 1,4 mA benutzt) siebenmal in Abständen von 1 bis 2 Monaten miteinander durch Phantomuntersuchungen verglichen. Die in Tabelle 12 aufgeführten Mittelwerte aus 35 Beobachtungen (7 mit je 5 Versuchspersonen) bestätigen, daß die Detailerkennbarkeit bei 90 6/1,5 mindestens ebenso groß wie bei 55/2/3 ist (Aufgliederung nach Detailgruppen in Tabelle 12a).

Tabelle 12

Vergleich der Detailerkennbarkeit bei 55/2/3 und 90/6/1,5

Dl. Beding.	DE %	$\sigma\%$	$\sigma_D\%$	P
55/2/3	42,1	10,1	2,4	< 0,6 > 0,5
90/6/1,5	42,5	10,0		

Tabelle 12a

Überprüfung der Ergebnisse von Tabelle 12 an einzelnen Detailgruppen

Det. Größe	Dl. Beding.	DE %	$\sigma\%$	$\sigma_D\%$	P
2 mm dick	55/2/3	12,5	10,6	2,1	< 0,6 > 0,5
	90/6/1,5	11,2	10,8		
4 mm dick	55/2/3	50,6	12,8	2,93	< 0,7 > 0,6
	90/6/1,5	52,0	11,6		

Lediglich für die ohnehin nur mit einer sehr geringen Wahrnehmungswahrscheinlichkeit erkannten Details von 2 mm Dicke ergibt die härtere Strahlung anscheinend einen geringen Verlust an Detailerkennbarkeit. Schon bei 4 mm dicken Details ist aber die Detailerkennbarkeit bei 90/6/1,5 besser.

Da die Untersuchungsreihen b 1-8 nur mit schirmnaher Detailanordnung ausgeführt wurden, ist noch zu prüfen, ob das Verhältnis der Detailerkennbarkeit bei 55 2/3 und 90 6/1,5 auch bei schirmferner Detailanordnung das Gleiche ist. Hierüber wird Untersuchungsreihe 3g Auskunft geben, aus deren Ergebnissen nur vorweggenommen werden soll, daß das Verhältnis der Detailerkennbarkeit bei verschiedener Detailanordnung offenbar nicht von der Strahlenqualität abhängig ist.

Betrachtet man außer der Einfallsdosis auch die anderen interessierenden Dosiskomponenten, so ergibt sich bei 90/6/1,5 nur eine Einsparung von wenigen Prozent der Gesamtvolumendosis und eine reichliche Verdreifachung der Gonadendosis. Da der Anteil der Gonadendosis an der Gesamtbelastung bei der Thoraxuntersuchung allerdings sehr gering ist (siehe Abb. 17) resultiert bei der auf die natürliche Strahlenbelastung bezogenen Gesamtbelastung immer noch eine minimale Ersparnis, die aber nicht als lohnend anzusehen ist.

Wesentlich günstiger werden die Verhältnisse dagegen, wenn man die Stromstärke bei 90 kV, 6 mm Al-Gl.-Wert Gesamtfilterung, auf 1,0 mA reduziert: man verringert hiermit die auf die natürliche Belastung bezogene Gesamtbelastung um 34 %. Diese Ersparnis erscheint trotz der dabei immer noch vorhandenen Erhöhung der Gonadendosis sinnvoll, beträgt doch selbst die erhöhte Gonadendosis noch weniger als 0,1 mr pro Minute Thoraxdurchleuchtung. Auch unter dem Gesichtspunkt der Detailerkennbarkeit sind 90/6/1 ohne weiteres zu verantworten, da diese immer noch etwa ebenso hoch wie bei 55,2 3 liegt, wie ein Vergleich für das Gesamtphantom und für einzelne Detailgruppen in Tabelle 13 zeigt.

Tabelle 13

Vergleich der Detailerkennbarkeit bei verschiedenen in Tabelle 10 genannten Bedingungen zur Beurteilung der Detailerkennbarkeit bei 90/6/1,0.

	rel. Detailerkennbarkeit in % bei			d Mittelw. aus b u. c
	a 55/2/3	b 90/6/0,7	c 90/6/1,4	
Gesamtphantom:	39,7	37,5	45,1	41,3
kontrastarme Details:				
2 mm dick	16,25	12,25	16,25	14,25
4 mm dick	48,75	42,5	52,5	47,5
kleine Details:				
2,5 mm Ø	11,25	11,66	25,0	18,33
3,5 mm Ø	25	25	35	30

Ergebnis:

Durch Erhöhung der Spannung von 55 auf 80 kV bei gleichbleibender Stromstärke und Filterung ist für ein thoraxäquivalentes Phantom mit scharf begrenzten Details ein erheblicher Gewinn an Detailerkennbarkeit zu erzielen, dem jedoch eine beträchtliche Steigerung der Strahlenbelastung des Patienten ohne Verkürzung der Durchleuchtungszeit gegenübersteht. Eine weitere Spannungserhöhung bei sonst gleichen Durchleuchtungsbedingungen verbessert die Detailerkennbarkeit nur noch unwesentlich.

Das Verhältnis der Detailerkennbarkeit zur Einfallsdosis ist für das gleiche Phantom bei 90 kV, 6 mm Al-Gl.-Wert Gesamtfilterung und 1,5 mA am günstigsten. Die Ergebnisse der früheren Untersuchungen von FRICK und BUCHHEIM [219] lassen sich also auch mit der verbesserten Untersuchungsmethode bestätigen. Unter gleichzeitiger Berücksichtigung von Volumen und Gonadendosis sind dagegen 90 kV, 6 mm Al-Gl.-Wert Gesamtfilterung und 1 mA als optimale Bedingungen für die Thoraxdurchleuchtung anzusehen, wobei sich gegenüber 55 kV, 2 mm Al-Gl.-Wert Gesamtfilterung und 3 mA eine auf die Gesamtbelastung bezogene Dosisersparnis von 34 % ergibt. Der günstige Einfluß, den die Leuchtdichtesteigerung bei einer Spannungs-

erhöhung auf die Detailerkennbarkeit ausübt, überwiegt bis etwa zu einer Strahlung von 90 kV, 6 mm Al Filterung, den kontrastmindernden Einfluß des höheren Streustrahlenanteils.

Der Ausgangswert 55 kV, 2 mm Al-Gl.-Wert Gesamtfilterung, 3 mA (55/2/3) und die im Verhältnis zur Einfallsdosis günstigsten Durchleuchtungsbedingungen mit 90 kV, 6 mm Al-Gl.-Wert Gesamtfilterung, 1,5 mA (90/6/1,5) werden als Standard-Durchleuchtungsbedingungen für die weiteren Untersuchungen bei der Durchleuchtung mit Zink-Cadmium-Sulfid-Leuchtschirmen benutzt, da sie sowohl in Bezug auf die Strahlenqualität als auch hinsichtlich der Leuchtdichte die untere und obere Grenze der praktisch infragekommenden Bedingungen repräsentieren.

c) Abhängigkeit der Detailerkennbarkeit von der Brennfleckgröße

Durch die Einführung von Feinstfokus-Drehanodenröhren mit einem Brennfleck von 0,3 mm Kantenlänge hat die Frage an Bedeutung gewonnen, ob bei der normalen Durchleuchtung mit Leuchtdichten um 0,01 asb die Verwendung eines Röhrenbrennflecks von weniger als 2 mm Kantenlänge Vorteile für die Detailerkennbarkeit mit sich bringt. Wir haben zur Klärung dieser Frage die Detailerkennbarkeit für verschiedene Schirme des Herstellers A (Belegungsstärke 50–140 mg cm² bei Verwendung des 2-mm-Fokus einer Röhre P 150/200 ö und des 0,3-mm-Fokus einer Röhre P 125/2/50 ö überprüft. Als Phantom diente das Ringphantom 1) mit schirmnaher und -ferner Detailanordnung.

Sonstige Untersuchungsbedingungen: Apparat: Stabiliphos und Tridoros 3
Spannung, Filterung, Stromstärke: 55/2/3
Streustrahlenblende: Feinstraster 7 : 1

An den Untersuchungen waren 4 Versuchspersonen beteiligt, so daß jede Detailgröße je Untersuchungsgang 16mal gesehen wurde. Die Ergebnisse der Untersuchungen sind in Tabelle 14 zusammengestellt. Die Mittelwerte wurden dabei jeweils aus den Ergebnissen bei verschieden starker Schirmbelegung errechnet (8 bzw. 3 Werte).

Tabelle 14

Abhängigkeit der Detailerkennbarkeit von der Brennfleckgröße bei verschiedenen Schirmbelegungsstärken

Bel.-Stärke (mg/cm ²)	Fokus	DE %	$\sigma\%$	$\sigma_D\%$	P
50—140	2 mm	37,5	3,08	0,904	< 0,7 > 0,6
	0,3 mm	37,9	1,89		
50—70	2 mm	35,4	1,95	1,295	< 0,4 > 0,3
	0,3 mm	36,75	2,5		
100—140	2 mm	39,7	2,29	2,4	< 0,3 > 0,2
	0,3 mm	38,4	1,2		
50—70	0,3 mm	36,75	2,5	1,96	< 0,4 > 0,3

Bei Mittelung über alle Leuchtschirmbelegungsstärken ergibt sich keine verwertbare Überlegenheit der Detailerkennbarkeit mit dem 0,3-mm-Fokus. Für schwächer belegte Leuchtschirme ist eine bessere Detailerkennbarkeit mit dem Feinstfokus angedeutet. Die Detailerkennbarkeit mit stärker belegten Schirmen und 2-mm-Fokus ist hingegen noch deutlich besser als mit 0,3-mm-Fokus und dünnen Schirmen. Auch beim Feinstfokus ist die Detailerkennbarkeit mit Schirmen mit Belegungsstärken zwischen 100 und 140 mg/cm² noch besser als bei Belegungsstärken von 50–70 mg/cm².

Bei getrennter Betrachtung schirmnah und schirmfern angeordneter Details, d. h. bei Berücksichtigung des Einflusses unterschiedlicher Abstandsbedingungen auf geometrische Unschärfe und Streustrahlenanteil, ergaben sich keine Änderungen der Relationen gegenüber Tabelle 14. Für besonders kleine Details ist theoretisch am ehesten eine Überlegenheit des Feinstfokus zu erwarten. Wir haben deshalb in Tabelle 14a die Details mit 2,5 mm Durchmesser noch einmal gesondert betrachtet und festgestellt, daß auch die Erkennbarkeit sehr kleiner Details durch die Benutzung des Feinstfokus bei den üblichen Leuchtdichten nicht verbessert wird.

Tabelle 14a

Überprüfung der Ergebnisse von Tabelle 15 für Details mit 2,5 mm Durchmesser

Bel.-Stärke	Fokus	DE %	$\sigma\%$	$\sigma_D\%$	P
50— 70 mg/cm ²	2 mm	13,1	0,61	} 2,72	< 0,1 > 0,05
50— 70 mg/cm ²	0,3 mm	6,95	4,7		
100—140 mg/cm ²	2 mm	13,1	0,61		

Die Ergebnisse der nachfolgend beschriebenen Untersuchungsreihe D bestätigen die der Untersuchungsreihe C, insbesondere auch für 90/6/1,5.

Ergebnis:

Für Leuchtdichten um 0,01 asb ist die Erkennbarkeit scharf begrenzter Details eines thoraxäquivalenten Phantoms bei Benutzung eines Feinstfokus von 0,3 mm Kantenlänge nicht verwertbar besser als mit einem Brennfleck von 2 mm Kantenlänge, wenn man die in Untersuchungsreihe 3a 1 ermittelte günstigste Belegungsstärke für den Durchleuchtungsschirm benutzt.

d) Einfluß des Vergrößerungsfaktors auf die Detailerkennbarkeit

Bei jeder Durchleuchtung ist die Abbildung gegenüber den wirklichen Objektdimensionen um ein Geringes vergrößert (siehe Versuchsanordnung K). Es ist aber noch nicht geklärt, ob die restlose Ausnutzung der Vergrößerungsmöglichkeiten an gewöhnlichen Untersuchungsgeräten die Detailerkennbarkeit bei der Durchleuchtung gegenüber den üblichen geometrischen Bedingungen verbessert.

Am Sireskop beträgt der größte erreichbare Fokus-Schirm-Abstand bei der uns zur Verfügung stehenden älteren Ausführung des Gerätes 96 cm. Bei gleichbleibendem Fokus-Objekt-Abstand von 60 cm gelingt es also nicht, den Vergrößerungsfaktor auf mehr als 1,6 zu steigern. Durch die Vergrößerung des Fokus-Schirmabstandes wird bei gleichbleibender Einfallsdosis am Patienten die Leuchtdichte des Durchleuchtungsschirmes geringer. Dieser Effekt kann dadurch vermindert werden, daß man ohne Streustrahlenblende durchleuchtet, da der Anteil weicherer Streustrahlung am Schirm wegen der Vergrößerung des Objekt-Schirm-Abstandes ohnehin abnimmt. Ein weiterer Ausgleich der Leuchtdichteverminderung durch Verkürzung des Fokus-Objekt-Abstandes oder Erhöhung der Stromstärke ist wegen der dabei eintretenden Verstärkung der Strahlenbelastung des Patienten unter allen Umständen abzulehnen.

Die geringere Leuchtdichte bei der Vergrößerungsdurchleuchtung muß theoretisch zu einer Abnahme der Detailerkennbarkeit führen. Andererseits werden aber bei Zunahme des Vergrößerungsfaktors alle Objekte dem Auge unter einem größeren Sehwinkel dargeboten, so daß für die Erkennung einer bestimmten Objektgröße die Anforderungen an die Sehschärfe herabgesetzt werden. Der geringere Anteil der Streustrahlung an der bildgebenden Strahlung ist ein weiterer Vorteil des vergrößerten Objekt-Schirm-Abstandes. Weiterhin nimmt der Anteil der Schirmunschärfe an der Gesamtunschärfe bei Vergrößerung des Fokus-Schirm-Abstandes ab, was sich ebenfalls günstig auf die Detailerkennbarkeit auswirken könnte (Versuchsanordnung K). Dem steht allerdings entgegen, daß die geometrische Unschärfe dabei zunimmt. Dieser Umstand macht es erforderlich, verschiedene Brennfleckgrößen in die Untersuchungen über die Bedeutung des Vergrößerungsfaktors einzubeziehen.

Wir haben die Leuchtdichte und Detailerkennbarkeit bei 70 und 96 cm Fokus-Schirm-Abstand unter Anwendung folgender weiterer Untersuchungsbedingungen miteinander verglichen:

Apparat: Tridoros 3

Spannung, Filterung, Stromstärke: 55/2/3 und 90/6/1,5

Röhre: P 125/2/50 ö, 2-mm- und 0,3-mm-Fokus

Fokus-Objekt-Abstand: 60 cm (an schirmnaher Streukörperseite)

Phantom: Ringphantom 1), Details schirmnah

Wassertank von 10 cm Dicke für Leuchtdichtemessungen

Streustrahlenblende: Feinstraster 7 : 1

Leuchtschirm: Hersteller A, Bel.-Stärke 100 mg/cm².

Die Leuchtdichte (gemessen mit der Sb-Cs-Zelle, Versuchsanordnung N 2 b) verminderte sich bei Vergrößerung des Fokus-Schirm-Abstandes von 70 auf 96 cm und Benutzung der Streustrahlenblende für

55/2/3 um 49 %

90/6/1,5 um 52 %.

Wenn die Streustrahlenblende bei 96 cm Fokus-Schirm-Abstand weggelassen wurde, betrug die Leuchtdichteabnahme nur noch für

$$55/2/3 : 36\%$$

$$90/6/1,5 : 25\%$$

Die Ergebnisse der Phantomuntersuchungen über die Detailerkennbarkeit sind für 55,2/3 in Tabelle 15 dargestellt (Mittelwerte aus den Ergebnissen von 5 Versuchspersonen).

Tabelle 15

Abhängigkeit der Detailerkennbarkeit vom Vergrößerungsfaktor bei 55/2/3

FSA cm	Vergr.- Faktor	Fokus	Stre- Str.- Blende	DE %	$\sigma\%$	$\sigma_D\%$	P	$\sigma_D\%$	P
70	1,167	2 mm	mit	33,3	10,2	7,3	> 0,4	9,7	> 0,3
96	1,6	2 mm	mit	39,8	12,8				
96	1,6	2 mm	ohne	42,3	19,3				
70	1,167	0,3 mm	mit	36,2	10,0	5,5	> 0,8	8,4	> 0,3
96	1,6	0,3 mm	mit	37,5	7,15				
96	1,6	0,3 mm	ohne	43,9	15,8				
96	1,6	2 mm	ohne	42,3	19,3	11,2	> 0,8		
96	1,6	0,3 mm	ohne	43,9	15,8				

Die Detailerkennbarkeit ist bei 96 cm Fokus-Schirm-Abstand geringfügig besser als bei 70 cm Fokus-Schirm-Abstand, insbesondere wenn bei dem größeren Abstand die Streustrahlenblende fortgelassen wird. Die statistische Sicherung der Differenz gelingt bei unserem Beobachtungsumfang nicht. Es fällt auf, daß die Streuung der Ergebnisse zwischen den einzelnen Beobachtern bei der Vergrößerungsdurchleuchtung meist stärker als bei der Durchleuchtung mit normalem Abstand ist. Der Feinstfokus ist unter der Voraussetzung, daß die Dosis nicht untragbar erhöht wird, auch bei der Vergrößerungsdurchleuchtung dem 2-mm-Fokus nicht nennenswert überlegen.

Bei der Überprüfung einzelner Detailgruppen finden sich keine wesentlichen Unterschiede gegenüber den Ergebnissen für die Gesamtzahl der Details des Ringphantoms. Besonders kontrastarme und besonders kleine Details verhalten sich bei der Vergrößerungsdurchleuchtung ungefähr gleich. Im ganzen gelingt die statistische Sicherung der Unterschiede in der Detailerkennbarkeit zwischen 70 cm und 96 cm Fokus-Schirm-Abstand für Details, die an sich bereits eine geringe Wahrnehmungswahrscheinlichkeit aufweisen, etwas besser als für das Gesamtphantom.

Bei 90/6/1,5 finden sich für die Vergrößerungsdurchleuchtung praktisch die gleichen Verhältnisse wie für 55/2/3.

Für diese Durchleuchtungsbedingungen erhöht sich bei der Vergrößerungsdurchleuchtung mit Feinstfokus ohne Streustrahlenblende der Prozentsatz der durchschnittlichen Wahrnehmungswahrscheinlichkeit gegenüber dem bei normalen Abstandsbedingungen erzielten für das Ringphantom um den Faktor 1,25.

Ergebnis:

Bei den gleichen Untersuchungsbedingungen, die für die normale Durchleuchtung Leuchtdichten um 0,01 asb ergeben, bringt die Vergrößerungsdurchleuchtung mit einem Vergrößerungsfaktor von 1,6 einen mäßigen Gewinn an Detailerkennbarkeit, der durch Fortlassen der Streustrahlenblende noch etwas vergrößert werden kann. Die Benutzung des Feinstfokus führt bei der Vergrößerungsdurchleuchtung zwar zu einer geringeren weiteren Verbesserung der Detailerkennbarkeit, die jedoch nicht statistisch gesichert werden kann. Die Verwendung des Feinstfokus bringt also auch in diesem Fall für die Durchleuchtung mit den in der Praxis erreichbaren Leuchtdichten gegenüber dem 2-mm-Fokus keinen nennenswerten Vorteil mit sich, zumal wenn man die Erschwerung durch den vergrößerten Abstand zwischen Patient und Durchleuchter berücksichtigt.

e) Einfluß von Streustrahlenblenden auf die Detailerkennbarkeit

Rasterblenden setzen den Anteil der ungerichteten Streustrahlung an der bildgebenden Strahlung herab und verbessern dadurch meist die Wiedergabe von Schwächungsunterschieden. Sie halten aber auch gleichzeitig je nach dem Verhältnis zwischen Lamellenbreite und -abstand einen mehr oder minder großen Teil der gerichteten Primär- und Streustrahlung von dem Abbildungssystem fern. Hierdurch wird, besonders bei Durchleuchtung mit stehender Rasterblende, die zur Bildgebung zur Verfügung stehende Quantenzahl verkleinert. Auch die durchschnittliche Leuchtdichte des Durchleuchtungsschirmes ist bei Verwendung einer Rasterblende für die gleiche Patientendosis geringer als bei Durchleuchtung ohne Blende.

Wir haben für die kleine Feldgröße von 10 mal 10 cm, die wir aus den in der Einleitung geschilderten Gründen zur Beurteilung der Detailerkennbarkeit in jedem Fall größeren Feldern vorziehen, den Einfluß eines Feinstrasters mit dem Schachtverhältnis 7 : 1 auf die Leuchtdichte und die Detailerkennbarkeit geprüft.

Untersuchungsbedingungen:

Apparat: Stabiliphos (Leuchtdichtemessungen)

Tridoros 3 (Phantomuntersuchungen)

Spannung, Filterung, Stromstärke: 55/2/3 und 90/6/1,5

Röhren: P 150/200 ö, 2-mm-Fokus und P 125/2/50 ö, 2-mm- und 0,3-mm-Fokus

Phantom: Ringphantom 1),

Wassertank von 10 cm Dicke für Leuchtdichtemessungen.

Leuchtschirm: Hersteller A, Bel.-Stärke 100 mg/cm².

Die Ergebnisse der Leuchtdichtemessungen mit der Antimon-Caesium-Zelle (Versuchsordnung N 2 b, willkürliche Einheiten) sind in Tabelle 16 zusammengestellt.

Tabelle 16

Verhältnis der Leuchtdichten bei Durchleuchtung ohne und mit Streustrahlenblende.

Dl.-Beding.	Leuchtdichte		Leuchtdichteverhältnis ohne : mit Feinstraster
	ohne Feinstraster	mit	
55/2/3	5,4	3,6	1,25
90/6/1,5	12,6	8,0	1,575

Der Leuchtdichtegewinn durch Fortlassen der Feinstrasterblende schwankt also je nach der benutzten Strahlenqualität zwischen 25 % und fast 60 %. Für 55 2 3 überschreitet der Gewinn nur gering den Wert von 16 %, der sich aus dem Verhältnis Lamellenbreite : Lamellenabstand für die Zunahme der gerichteten Strahlung bei Fortfall des Rasters errechnen läßt. Die angegebenen Werte gelten natürlich nur für den benutzten Streukörper und für einen Streukörper-Schirm-Abstand von 10 cm, da der Streustrahlenanteil am Schirm durch den Objekt-Schirm-Abstand stark beeinflußt wird.

Die Untersuchungen über die Detailerkennbarkeit bei schirmnaher Detailanordnung sind in Tabelle 17 dargestellt. Die Mittelwerte wurden wiederum aus den Ergebnissen von 5 Versuchspersonen errechnet. In einigen Fällen (in der Tabelle besonders angegeben) wurden aus diesen Mittelwerten auch weitere Mittelwerte gebildet, die den Durchschnitt der Ergebnisse aus 4 verschiedenen Untersuchungsbedingungen (je 2 elektrische Bedingungen mit je 2 Brennfleckgrößen) darstellen.

Tabelle 17

Detailerkennbarkeit bei Durchleuchtung mit und ohne Streustrahlenblende

Dl.-Beding.	Fokus	Streu- Str.- Blende	DE %	$\sigma\%$	$\sigma_D\%$	P
55/2/3	2 mm	mit	33,3	10,2	6,24	< 0,7 > 0,6
		ohne	35,8	9,5		
	0,3 mm	mit	36,2	10,0	7,1	< 0,9 > 0,8
		ohne	37,8	12,4		
90/6/1,5	2 mm	mit	37,8	13,6	8,9	< 0,9 > 0,8
		ohne	40,0	14,5		
	0,3 mm	mit	38,6	13,7	10,7	< 0,7 > 0,6
		ohne	42,8	19,6		
Mittelwert aus 55/2/3,90/6/1,5 bei 2 und 0,3 mm		mit	36,5	2,34	1,9	< 0,3 > 0,2
	ohne	39,1	2,99			

Die Detailerkennbarkeit ohne Feinstrasterblende ist bei allen benutzten Variationen der Durchleuchtungsbedingungen geringfügig höher als bei Durchleuchtung mit Blende. Die statistische Sicherung dieses Ergebnisses gelingt allerdings erst, wenn man aus der Streuung der Mittelwerte die Schwankungen der Ergebnisse zwischen den einzelnen Beobachtern eliminiert. Das Verhältnis der Detailerkennbarkeit bei Durchleuchtung ohne Blende zur Detailerkennbarkeit bei Durchleuchtung mit Blende beträgt für:

$$55/2/3 : 1,06 / 1,0$$

$$90/6/1,5 : 1,08 / 1,0$$

Wenn man einzelne Detailgruppen untersucht, ist die Detailerkennbarkeit sowohl bei besonders kontrastarmen als auch bei besonders kleinen Details ohne Rasterblende geringfügig besser als mit Blende. Durch Bildung der Mittelwerte aus den Ergebnissen bei beiden benutzten Untersuchungsbedingungen läßt sich aber zeigen und auch statistisch mit $P < 0,1 > 0,05$ wahrscheinlich machen, daß die Zunahme der Detailerkennbarkeit bei Fortfall der Streustrahlenblende vornehmlich die kleinen, relativ kontrastreichen Details betrifft, während die ebenfalls vorhandene geringfügige Besserung der Erkennbarkeit kontrastarmer Details statistisch nicht zu sichern ist.

Ergebnis:

Bei einem Feld von 10 mal 10 cm (für 70 cm FSA am Durchleuchtungsschirm gemessen) ist die Detailerkennbarkeit für ein Thoraxphantom mit scharf begrenzten Details bei Durchleuchtung ohne Feinstrasterblende größer als bei Durchleuchtung mit Blende. Der Gewinn an Detailerkennbarkeit ist zwischen 55 kV, 2 mm Al-Gl.-Wert Gesamtfiltration, und 90 kV, 6 mm Al-Gl.-Wert Gesamtfiltration nicht von der Strahlenqualität abhängig. Er betrifft vorwiegend die kleinen, relativ kontrastreichen Details. Der Leuchtdichtegewinn beim Fortlassen der Blende macht sich also für die Detailerkennbarkeit bei kleinem Feld und für Leuchtdichten um 0,01 asb stärker bemerkbar als die Kontrastverschlechterung durch den größeren Streustrahlenanteil.

f) Unterschiede in der Detailerkennbarkeit bei verschiedenen Apparatetypen (Abhängigkeit von der Spannungsform)

Die Dosisleistung bei der Durchleuchtung ist für gleiche Nennspannungen von der Spannungsform der Hochspannung abhängig. Die Spannungsform wird zwar in erster Linie durch die Schaltung des Apparates bestimmt, hängt aber bei einer Reihe üblicher Apparateschaltungen in erheblichem Umfang auch von der Länge der Röhrenkabel ab. Die auf den Anzeigeeinstrumenten moderner Schaltische angegebenen Spannungen entsprechen immer der Scheitelspannung, wobei der Umrechnungsfaktor zwischen Scheitelspannung

und Effektivspannung sich oft nur schwer definieren läßt. Noch weniger ist meist die genaue spektrale Verteilung der Bremsstrahlung bekannt, obgleich diese sich durchaus messen und berechnen läßt [336, 40, 369].

Mit der Dosisleistung ändert sich proportional auch die Schirmleuchtdichte. Die Auswirkungen dieser an sich zwar hinreichend bekannten, in der Praxis aber oft vernachlässigten Tatsache auf die Detailerkennbarkeit sollen am Vergleich von Untersuchungen mit vier verschiedenen Apparaten bei gleichen Nennspannungen aufgezeigt werden. Dabei wurde versucht, die Untersuchungen an allen vier Apparaten in möglichst kurzem zeitlichen Abstand auszuführen. Durch den notwendigen Umbau des Phantoms von einem zum anderen Untersuchungsgerät und durch das Arbeiten in verschiedenen Räumen wurde aber beim Vergleich der Detailerkennbarkeit an verschiedenen Apparaten und Geräten der unmeßbare Fehler der Methode wahrscheinlich größer als bei allen übrigen Untersuchungsreihen. In Tabelle 18 ist die relative Detailerkennbarkeit für das Ringphantom 1) bei schirmnaher und -ferner Detailanordnung für 55/2/3 und 90/6/1,5 aufgezeichnet.

Sonstige Untersuchungsbedingungen:

Spannung: Bei Apparat 5) war wegen der Stufenschaltung kein genauer Angleich der Spannungen möglich. An diesem Apparat wurden deshalb benutzt: Stufe 2 = ca. 58 kV und Stufe 8 = ca. 94 kV.

Brennfleckgröße: Bei Apparat 1), 2) und 4): 2 mm Kantenlänge.
Bei Apparat 5): 1,5 mm Kantenlänge.

Streustrahlenblende: Feinstraster 7 : 1

Durchleuchtungsschirm: Hersteller A, Bel.-Stärke 70 mg/cm².

Tabelle 18

Relative Detailerkennbarkeit bei verschiedenen Apparatetypen.

Dl.-Beding. Det.-Anordn.	App. 1) (k. k. Gl. Sp.)	Detailerkennbarkeit in %			App. 5) (Halbw. App.)
		App. 2) (6-Vent.)	App. 4) (4-Vent.)		
55/2/3					ca. 58 kV!
schirmnah	35,43	36,2	30,8		31,9
schirmfern	37,1	35,9	30,8		35,8
90/6/1,5					ca. 94 kV!
schirmnah	35,55	36,6	33,6		33,4
schirmfern	38,4	37,0	29,75		36,4

Tabelle 19 zeigt die Unterschiede in der Dosisleistung und die statistische Auswertung der Differenzen in der Detailerkennbarkeit (Mittelwerte aus je 4 Werten – verschiedene Untersuchungsbedingungen – gebildet).

Tabelle 19

Vergleich von Dosisleistungen und Detailerkennbarkeit bei verschiedenen Apparaten

Apparat	r/min bei		DE %	$\sigma\%$	$\sigma_D\%$	P
	55/2/3	90/6/1,5				
1) k. k. Gl. Sp.	7,5	2,8	36,62	1,41	0,75	< 0,9 > 0,8
2) 6-Ventil	7,4	2,6	36,42	0,52		
4) 4-Ventil	4,9	2,15	31,24	1,65	1,08	< 0,01 > 0,001
5) Halbwelle	ca. 58 kV	ca. 94 kV				
	5,5	2,4	34,38	2,1	1,33	< 0,1 > 0,09

Zwischen Apparat 1), der aufgrund seiner Schaltung kontinuierlich konstante Gleichspannung erzeugt, und dem Drehstromapparat 2), bei dem die an sich schon sehr geringe Welligkeit der Spannungskurve durch eine besondere Schaltung weiter geglättet ist, besteht kein verwertbarer Unterschied in der Detailerkennbarkeit. Am Vierventilapparat 4) ist bei gleicher Nennspannung aber die Detailerkennbarkeit entsprechend der Dosisleistung erheblich geringer. Die Detailerkennbarkeit an dem untersuchten Halbwellenapparat liegt ebenso wie die Dosisleistung etwas höher als an dem Vierventilapparat. Da aber weder physiologisch-optische Gründe [196] noch physikalische Gründe [337] zur Erklärung dieses Unterschiedes herangezogen werden können, ist die Ursache für den Unterschied nur in der durch die etwas höhere Spannung bedingten unterschiedlichen Dosisleistung und damit auch Leuchtdichte zu suchen.

Ergebnis:

Die Unterschiede in der Dosisleistung bei gleicher Spannungseinstellung am Schalttisch, jedoch verschiedener Spannungsform, machen sich auch als Unterschiede in der Detailerkennbarkeit bemerkbar. Wenn man also an einem Apparat mit pulsierender oder intermittierender Gleichspannung die gleiche Detailerkennbarkeit wie an einem Apparat mit kontinuierlich konstanter Gleichspannung erzielen will, muß man die Durchleuchtungsspannung so wählen, daß bei gleicher Stromstärke und Filterung wie am Gleichspannungsapparat auch die Dosisleistung gleich ist. Ein völliger Angleich der Strahlenqualität wird allerdings auch hierdurch nicht gelingen. Da sich in vielen Fällen wegen der unterschiedlichen Glättung der Spannungskurven kein konstanter Umrechnungsfaktor angeben läßt, kann man also auf Dosismessungen beim Angleich der Einstellungen verschiedener Apparatetypen nicht verzichten.

g) Zur Bedeutung der schirmnahen und -fernen Detailanordnung am Phantomstreukörper

Wenn die Details auf der schirmnahen Seite des Streukörpers angeordnet sind, finden sich in Richtung des Strahlenganges zwischen den Details und dem Abbildungssystem keine weiteren Streustrahlenquellen. Die im Streukörper entstehende Sekundärstrahlung wirkt sich in diesem Fall sogar teilweise als bildgebende Strahlung aus. Der Streukörper wirkt dabei also im wesentlichen nur als Filter, soweit nicht ein zu großer Objekt-Schirm-Abstand kontrastvermindernd wirkt [373, 374]. Bei schirmferner Detailanordnung kann die Sekundärstrahlung des Streukörpers dagegen die auf dem Leuchtschirm sichtbaren Leuchtdichteunterschiede zwischen den Details und ihrer Umgebung auch bei geringerem Abstand zwischen Objekt und Schirm bereits nennenswert vermindern. Da bei normalem Fokus-Schirm-Abstand aber der Abstand zwischen schirmfern angebrachten Details und dem Schirm größer als bei schirmnaher Anordnung ist, werden die schirmfernen Details stärker vergrößert abgebildet, so daß die verringerten Anforderungen an die Sehschärfe wahrscheinlich die erhöhten Anforderungen an die Unterschiedsempfindlichkeit teilweise kompensieren können.

Wenn man mit vergrößertem Objekt-Schirm-Abstand durchleuchtet, ist es möglich, das Phantom so anzuordnen, daß der Detail-Schirm-Abstand bei schirmnaher und -ferner Detailanordnung gleich bleibt, so daß der Einfluß der Kontrastverschlechterung von dem des Vergrößerungsfaktors getrennt werden kann. Wir haben für beide geschilderten Möglichkeiten Untersuchungen über die Detailerkennbarkeit mit dem Ringphantom 1) ausgeführt:

1. Schirmnahe und -ferne Detailanordnung bei 70 cm Fokus-Schirm-Abstand und konstantem Abstand zwischen schirmnaher Seite des Streukörpers und Durchleuchtungsschirm.

Sonstige Untersuchungsbedingungen:

Apparat: Stabiliphos

Spannung, Filterung, Stromstärke: 55/2/3 und 90/6/1,5

Röhre: P 150/200 ö, 2-mm-Fokus

Streustrahlenblende: Feinstraster 7 : 1

Leuchtschirm: Hersteller A, Bel.-Stärken 50–140 mg/cm².

Verhältnis der Vergrößerungsfaktoren:

$$\frac{\text{schirmferne Details}}{\text{schirmnahe Details}} = \frac{1,4}{1,167} = 1,2.$$

Die Detailerkennbarkeit war bei schirmferner Detailanordnung für beide benutzten Strahlenqualitäten bzw. Leuchtdichten in statistisch wahrscheinlich zu machendem Ausmaß größer als bei schirmnaher Anordnung (Tabelle 20, Mittelwerte aus den Ergebnissen mit 8 verschieden stark belegten Leuchtschirmen). Die gesonderte Untersuchung der Details mit nur 2 mm Dicke,

bei denen sich theoretisch eine Kontrastverschlechterung besonders ungünstig bemerkbar machen müßte, zeigte, daß auch bei besonders kontrastarmen Details der Einfluß der Vergrößerung mit ausreichender Wahrscheinlichkeit den der Kontrastverschlechterung überträgt.

Tabelle 20

Einfluß der Detailanordnung auf die Detailerkennbarkeit bei gleichzeitigem Unterschied im Vergrößerungsfaktor

DL.-Beding.	Det.-Anordn.	DE %	$\sigma\%$	$\sigma_D\%$	P
55/2/3	schirmnah	36,94	2,65	1,25	< 0,2 > 0,1
	schirmfern	38,71	2,35		
90/6/1,5	schirmnah	37,0	2,28	0,99	< 0,01 > 0,001
	schirmfern	40,9	1,65		

2. Schirmnahe und -ferne Detailanordnung bei 96 cm Fokus-Schirm-Abstand und konstantem Abstand von 36 cm zwischen den Details und dem Durchleuchtungsschirm.

Sonstige Untersuchungsbedingungen:

Apparat: Tridoros 3

Spannung: 55 kV

90 kV

Filterung: 2 mm Al

6 mm Al Gl.-Wert Ges.-Filt.

Stromstärke: 2,7 mA

0,65 mA

Röhre: P 125/2/50 δ , 0,3 mm Fokus

Streustrahlenblende: Feinstraster 7:1

Durchleuchtungsschirm: Hersteller A, Bel.-Stärke 140 mg/cm².

Die Leuchtdichte war in diesem Fall bei beiden benutzten Strahlenqualitäten praktisch gleich. Der Abstand zwischen der schirmnahen Seite des Streukörpers und dem Schirm betrug:

bei schirmnaher Detailanordnung 36 cm

bei schirmferner Detailanordnung 28 cm.

Bei Berechnung der Mittelwerte aus den Ergebnissen der 4 an diesem Versuch beteiligten Beobachter läßt sich für die Gesamtzahl der Details des Ringphantoms 1) auch in diesem Fall keine Verschlechterung der Detailerkennbarkeit bei schirmferner Detailanordnung nachweisen (55/2/2,7: schirmnah 36,8 ‰, schirmfern 40,3 ‰; 90/6/0,65: schirmnah 35,4 ‰, schirmfern: 35,4 ‰). Die gesonderte Betrachtung der kontrastarmen Details von 2 und 4 mm Dicke gibt jedoch ein etwas anderes Bild (Tabelle 21). Für diese Detaildimensionen findet sich bei Anordnung des Streukörpers zwischen Details und Schirm ein geringer Verlust an Detailerkennbarkeit, der bei 90 kV 6 mm Al etwas größer als bei 55 kV, 2 mm Al zu sein scheint. Statistisch läßt sich dieses Ergebnis allerdings wegen der großen Streuung zwischen den einzelnen Beobachtern nicht untermauern. Nur wenn man einen Mittelwert aus den

Ergebnissen bei beiden benutzten Strahlenqualitäten bildet, kann man zeigen, daß die Differenz in der Detailerkennbarkeit zwischen schirmferner und -naher Anordnung für kontrastarme Details mit $P < 0,3 \dots 0,2$ wahrscheinlich als echt anzusehen ist.

Tabelle 21

Einfluß der Detailanordnung auf die Detailerkennbarkeit bei gleichbleibendem Vergrößerungsfaktor für 2 und 4 mm dicke Details

DI.-Beding.	Det.-Anordn.	DE %	σ %	σ_D %	P
55/2/2,7	schirmnah	32,0	13,6	8,2	$< 0,8 > 0,7$
	schirmfern	29,7	9,4		
90/6/0,65	schirmnah	31,3	17,1	13,8	$< 0,8 > 0,7$
	schirmfern	26,6	21,7		

Ergebnis :

Bei schirmferner Anordnung scharf begrenzter Details eines thoraxäquivalenten Phantoms und Durchleuchtung mit kleinem Feld wird die Detailerkennbarkeit auch für kontrastarme Details gegenüber der schirmnahen Detailanordnung verbessert, wenn – entsprechend den Verhältnissen im praktischen Durchleuchtungsbetrieb – gleichzeitig der Vergrößerungsfaktor zunimmt. Bei gleichbleibendem Vergrößerungsfaktor und schirmferner Detailanordnung tritt lediglich für sehr kontrastarme Details eine gewisse Verschlechterung der Detailerkennbarkeit gegenüber der schirmnahen Anordnung auf. Im ganzen ist also der unterschiedliche Einfluß der Streustrahlung aus dem Streukörper bei verschiedenen Detailanordnungen für kleine Feldgrößen praktisch zu vernachlässigen, so daß man sich zur Prüfung verschiedener Durchleuchtungsbedingungen im allgemeinen auf die schirmnahe Detailanordnung beschränken kann.

h) Einfluß der optischen Nachvergrößerung des Durchleuchtungsbildes auf die Detailerkennbarkeit

Bei Nachvergrößerung des Durchleuchtungsbildes mit einer Lupe wird der Schwinkel, unter dem die einzelnen Details dem Auge des Betrachters dargeboten werden, vergrößert. Andererseits nimmt aber die Netzhautbeleuchtungsstärke durch Lichtverluste in der Lupe ab.

Unter Benutzung einer etwa 2fach vergrößernden runden Leselupe haben wir am Ringphantom 1) bei schirmnaher Detailanordnung die Detailerkennbarkeit für die Durchleuchtung mit und ohne Lupe verglichen.

Sonstige Untersuchungsbedingungen:

Apparat: Stabiliphos

Spannung, Filterung, Stromstärke: 90/6/1,5

Röhre: P 150/200 ö, 2-mm-Fokus

Streustrahlenblende: Feinstraster 7:1

Leuchtschirm: Hersteller A, Bel.-Stärke 100 mg/cm².

Es ließ sich zeigen, daß die relative Detailerkennbarkeit bei Lupenbetrachtung mit 52,4 % gegenüber 50,5 % ohne Lupe geringfügig besser wurde, ohne daß die statistische Sicherung des Ergebnisses gelang ($P > 0,7$).

Wir haben nun in Abb. 24 für Details von 3,5–5 mm Durchmesser (bei 2 mm Dicke: 7,5–11 mm $\varnothing$) das Verhältnis der Detailerkennbarkeit mit Lupe zur Detailerkennbarkeit ohne Lupe in Abhängigkeit von der Detaildicke, d. h. dem Kontrast, aufgezeichnet. Dabei stellt sich heraus, daß die Überlegenheit der Lupenbetrachtung vorwiegend für kontrastarme Details gilt und mit Zunahme des Leuchtdichteunterschiedes zwischen Detail und Umgebung abnimmt.

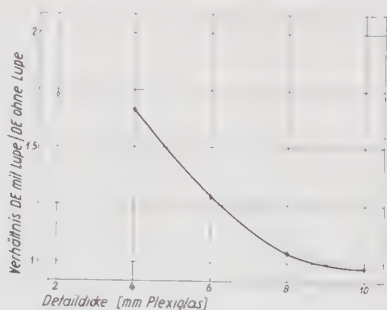


Abb. 24. Verhältnis Detailerkennbarkeit mit Lupe in Abhängigkeit von der Detaildicke bzw. dem Kontrast.

Für die in der Kurve auf Abb. 24 erfaßten kontrastarmen Details bis 6 mm Dicke konnten die Unterschiede in der Detailerkennbarkeit zwischen der Lupenbetrachtung und der Betrachtung mit bloßem Auge bei Bildung von Mittelwerten aus den Ergebnissen von 3 Beobachtern auch statistisch mit $P < 0,02 > 0,01$ hinreichend gesichert werden.

Details mit 10 mm Dicke und 2,5–3,5 mm $\varnothing$, d. h. also kleinen, relativ kontrastreichen Details, sind mit Lupe eher schlechter als ohne Lupe zu erkennen (54,2 gegen 62,5 %). Die statistische Sicherung dieses Ergebnisses gelingt allerdings nicht.

Ergebnis:

Eine rund 2fache Lupenvergrößerung des Durchleuchtungsbildes bessert bei Leuchtdichten um 0,01 asb die Detailerkennbarkeit für scharf begrenzte kontrastarme Details eines thoraxäquivalenten Phantoms. Der günstige Ein-

fluß, den die Vergrößerung des Schwinkels bei geringen Leuchtdichten auf die Unterschiedsempfindlichkeit des Auges ausübt, überwiegt also bei geringen Leuchtdichteunterschieden den nachteiligen Einfluß der durch die Lupenbetrachtung bedingten Leuchtdichteverminderung.

i) Einfluß einer gleichmäßigen Gesichtsfeldleuchtdichte auf die Detailerkennbarkeit

Nach Untersuchungen von SCHJELDERUP [172] und SCHUMACHER [181] ist die Unterschiedsempfindlichkeit bei Leuchtdichten bis 200 asb dann am größten, wenn Infeld und Umfeld die gleiche Leuchtdichte aufweisen. Bei der von uns benutzten Feldgröße von 10 mal 10 cm, einem Betrachtungsabstand von ca. 15 cm und einer Infeldleuchtdichte von ca. 0,01 asb ist diese Bedingung nur bei Blickrichtung auf die Mitte des Feldes annähernd erfüllt, wenn man von den Messungen von LAUBER ausgeht [163], die allerdings keine geringeren Beleuchtungsstärken als 1 Lx erfassen. Wir haben deshalb versucht, die Gesichtsfeldleuchtdichte dadurch gleichmäßiger zu gestalten, daß wir das Durchleuchtungs-(In-)Feld allseitig mit einem 5 cm breiten Feld gleicher Leuchtdichte und annähernd gleicher spektraler Emission umgeben haben. Auch mit diesem Leuchtrahmen bleibt wahrscheinlich noch ein kleiner Rest des bei 0,01 asb nutzbaren Gesichtsfeldes unbeleuchtet, wenn man den Rand des Durchleuchtungsfeldes betrachtet, jedoch waren bis jetzt keine breiteren Leuchtrahmen aus elektrolumineszentem Material verfügbar. Die elektrolumineszenten Leuchtplatten haben den Vorteil, daß ihre Leuchtdichte stufenlos geregelt und derjenigen des Durchleuchtungsfeldes genau angeglichen werden kann. Sie sind deshalb den fast immer erheblich radioaktiven üblichen Leuchtfarben vorzuziehen.

Die vergleichenden Untersuchungen über die Detailerkennbarkeit mit und ohne Umfeldaufhellung wurden mit dem Ringphantom 1) bei schirmnaher Detailanordnung ausgeführt.

Eine bessere relative Detailerkennbarkeit bei gleichmäßiger Gesichtsfeldleuchtdichte ist für das Gesamtphantom nur bei 90/6/1,5 mit 41,7 % gegenüber 40,8 % angedeutet, jedoch nicht in statistisch verwertbarem Umfang. Da vor allem die Unterschiedsempfindlichkeit bei gleich hellem Umfeld theoretisch besser werden soll, haben wir die kontrastarmen Details bei 90/6/1,5 noch einmal gesondert betrachtet und hier eine bessere Detailerkennbarkeit bei Umfeldaufhellung wahrscheinlich machen können (Tabelle 22).

Tabelle 22

Erkennbarkeit kontrastarmer Details bei Betrachtung ohne und mit Umfeldaufhellung

Det.-Größe	Umfeld	DE %	σ %	σ_D %	P
2 mm dick	dunkel	6,25	6,25	2,8	< 0,1 > 0,05
	hell	12,5	0		

Ergebnis:

Es ist wahrscheinlich, daß kontrastarme, scharf begrenzte Details auch unter den Bedingungen der Röntgendurchleuchtung mit kleinem Feld und thoraxäquivalentem Phantom bei gleichmäßiger Ausleuchtung des Gesamt-Gesichtsfeldes durch Umfeldaufhellung besser als bei dunklem Umfeld erkannt werden können. Die technischen Möglichkeiten sind allerdings im Augenblick noch zu beschränkt, um diese Frage endgültig beantworten zu können. Grundsätzlich hat sich aber bereits jetzt die Benutzung elektrolumineszenter Rahmen als geeignetes Mittel zur Umfeldaufhellung erwiesen.

**k) Erkennbarkeit von Details, die die Röntgenstrahlen geringer
als ihre Umgebung schwächen**

In Kapitel III, Abschn. 4, wurde ausgeführt, daß hinsichtlich der Schärfe und der Unterschiedsempfindlichkeit ein Unterschied zwischen Testobjekten besteht, die dunkler, und solchen, die heller als ihre Umgebung erscheinen. Wenn man LANDOLTSche Ringe als Details für die Durchleuchtung benutzt, kann dieser Unterschied möglicherweise dadurch noch besonders deutlich hervortreten, daß der helle Schlitz im dunklen Ring durch Irradiationserscheinungen und Lichtstreuung im Leuchtschirm breiter erscheint, als er tatsächlich ist.

Wir haben mit dem Ringphantom 2) die Unterschiede in der Detailerkennbarkeit zwischen LANDOLTSchen Ringen aus Plexiglas („positiven Details“) und Bohrungen in Form von LANDOLTSchen Ringen im Plexiglasstreukörper („negativen Details“) bei schirmnaher und -ferner Detailanordnung untersucht. Aus Gründen der Phantomkonstruktion mußten diese Untersuchungen auf 6 mm dicke Details von 3,5–7,5 mm Durchmesser beschränkt werden.

Sonstige Untersuchungsbedingungen:

Apparat: Stabiliphos

Spannung, Filterung, Stromstärke: 55/2/3 und 90/6/1,5

Röhre: P 150/200 ö, 2-mm-Fokus

Streustrahlenblende: Feinstraster 7 : 1

Durchleuchtungsschirm: Hersteller A, Bel.-Stärke 100 mg/cm².

Die 5 Versuchspersonen wurden vorher darüber unterrichtet, daß in dem Phantom bei diesem Untersuchungsgang auch 6 helle Ringe zu suchen waren. Die Stellung dieser Details im Phantom war den Beobachtern jedoch nicht bekannt.

Beim Vergleich der Erkennbarkeit gleich großer positiver und negativer Details ergab sich, daß LANDOLTSche Ringe, die die Strahlung geringer als ihre Umgebung schwächen, in statistisch wahrscheinlich zu machendem Umfang schlechter als solche erkannt werden, die stärker schwächen (Tabelle 23, Mittelwerte aus 20 Beobachtungen – 5 Beobachter mit je 4 Beobachtungen).

Tabelle 23

Detailerkennbarkeit bei positiven und negativen scharf begrenzten Details

Details	DE %	σ %	σ_D %	P
positiv	54,58	2,85	2,43	< 0,2 > 0,1
negativ	50,83	4,06		

Bei Aufgliederung der Ergebnisse nach Strahlenqualitäten bzw. Leuchtdichten und nach der Detailanordnung zeigen sich erhebliche Differenzen zwischen den verschiedenen Untersuchungsbedingungen. Die Verschlechterung der Detailerkennbarkeit bei Umkehr der Leuchtdichteunterschiede ist nur für 55/2,3 (d. h. für die geringere der beiden benutzten Leuchtdichten) leidlich sicher nachweisbar. Sie ist außerdem bei schirmferner Detailanordnung (d. h. bei dem größeren Schwinkel) geringer als bei schirnnahen Details.

Ergebnis:

Scharf begrenzte Details in einem thoraxäquivalenten Phantom, die die Röntgenstrahlen geringer als ihre Umgebung schwächen, sind schlechter erkennbar als solche, die auf dem Schirm dunkler als ihre Umgebung erscheinen. Dieser Unterschied wird um so deutlicher, je geringer die Leuchtdichte des Schirmes und je kleiner der Schwinkel für die Durchleuchtungsbetrachtung wird.

Es ist möglich, daß die hier bei LANDOLTSchen Ringen festgestellten Unterschiede nicht bei allen möglichen Formen von Testkörpern feststellbar sind.

1) Absolute Detailerkennbarkeit für LANDOLTSche Ringe bei den Untersuchungsreihen 3a bis i

LANDOLTSche Ringe, deren Stellung in 80 % der Fälle bei einer bestimmten Untersuchungsreihe richtig angegeben wird, bezeichnen wir als „sicher erkannt“. Durch Angabe der unteren Grenzwerte für die Dimensionen der sicher erkannten Ringgrößen drücken wir die absolute Detailerkennbarkeit aus.

Um die für Plexiglasdetails gültigen Angaben auch auf andere Objekte anwenden zu können, haben wir die Leuchtdichteunterschiede zwischen der Abbildung eines Streukörpers von 10 cm Wasser und der Abbildung des um verschieden dicke Plexiglasschichten verstärkten Streukörpers bei 55/2,3 und 90/6/1,5 auf dem Leuchtschirm gemessen (Abb. 25). Da die dem Streukörper aufgelegten Plexiglasplatten größer als das benutzte Feld waren, konnte mit dieser Methode der kontrastmindernde Einfluß der Streustrahlung aus dem Streukörper nicht erfaßt werden. Das wäre nur bei photographischer Registrierung und mikrophotometrischer Ausmessung möglich gewesen. Wir

haben diesen Weg aber vermieden, um uns nicht zu weit von der Praxis der Durchleuchtung zu entfernen. Die von uns ermittelten Leuchtdichteunterschieds-Werte sind also etwas höher als bei den gleich dicken

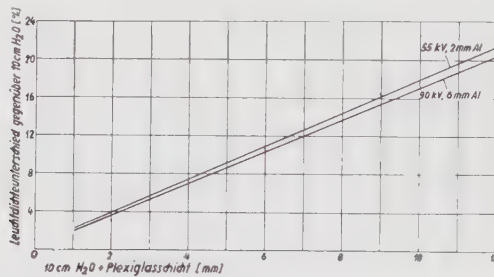


Abb. 25. Leuchtdichteunterschied zwischen Streukörper und Streukörper + Details, ermittelt durch Hinzufügung von Plexiglasplatten entsprechender Stärke zu einem Streukörper von 10 cm Wasser, also ohne Berücksichtigung des kontrastvermindernden Einflusses der Streustrahlung.

wirklichen Testobjekten. Die Übertragung dieser Werte auf die Berechnung der absoluten Detailerkennbarkeit gibt dementsprechend ein um einen kleinen Faktor zu ungünstiges Bild von den tatsächlich erkennbaren Leuchtdichteunterschieden.

Die gemessenen und in Abb. 25 dargestellten Leuchtdichteunterschiede werden in den folgenden Tabellen neben der Dicke der Plexiglasdetails als Mittelwert der bei beiden benutzten Strahlenqualitäten gefundenen Leuchtdichteunterschiede genannt, da die Differenzen der Leuchtdichteunterschiede in Abhängigkeit von der Strahlenqualität bei kleiner Feldgröße nur minimal sind.

Mit 80 % Wahrnehmungswahrscheinlichkeit wurden vor einem 8 cm starken Plexiglasstreukörper schirmnah angeordnete scharf begrenzte LAN-BOULTSCHE Ringe aus Plexiglas (Ringphantom 1) folgender Dimensionen noch richtig erkannt:

- 1) Bei dem Ausgangswert für die Wahl der Durchleuchtungsbedingungen und bei den von uns ermittelten optimalen Durchleuchtungsbedingungen:

Apparat: Stabiliphos

Spannung, Filterung, Stromstärke: 55/2/3 und 90/6/1,0

Röhre: P 150/200 ö, 2-mm-Fokus

Untersuchungsgerät: Pantoskop mit Explorator Super

Fokus-Schirm-Abstand: 70 cm

Objekt-Schirm-Abstand: 10 cm

Streustrahlenblende: Feinstraster 7 : 1

Leuchtschirm: Hersteller A, Bel.-Stärke 100 mg/cm²

Feldgröße: 10 mal 10 cm

Tabelle 24

Detaildicke (mm)	(Leuchtd.-Untersch.) (%)	Det.- $\varnothing$	(Schlitzbreite) (mm)
2	(3,8)	—	(—)
4	(7,2)	7,5	(1,7)
6	(10,6)	7,5	(1,7)
8	(14,1)	5,0	(1,0)
10	(17,5)	5,0	(1,0)

2) Die gleiche absolute Detailerkennbarkeit wie unter 1) in Tabelle 24 fand sich auch in folgenden Untersuchungsreihen:

3a 3: Durchleuchtungsschirme des Herstellers C.

3b 7 und 8: Spannungserhöhung bei doppelter und dreifacher Leuchtdichte wie 55/2/3 mit 6 mm Al Gl.-Wert Ges.-Filterung

3d : Vergrößerungsdurchleuchtung mit 90/6/1,5 mit und ohne Streustrahlenblende

3e : Durchleuchtung mit und ohne Streustrahlenblende

3g : Schirmnahe und -ferne Detailanordnung

3h : Optische Nachvergrößerung des Durchleuchtungsbildes

3i : Durchleuchtung mit Umfeldaufhellung

3) Eine bessere absolute Detailerkennbarkeit als unter 1) in Tabelle 24 wurde bei folgenden Untersuchungsreihen festgestellt (Tabelle 25, enthält nur die von Tabelle 24 abweichenden unteren Grenzwerte):

Tabelle 25

	Det.-Dicke mm	(LDU) ¹ (%)	$\varnothing$	(Schl.-Br.) mm
3b 1: Spannungserhöhung bei gleichbl. Stromstärke und Filterung ab 80 kV:	8	(14,1)	3,5	(0,8)
	10	(17,5)	3,5	(0,8)
	6	(10,6)	5,0	(1,0)
ab 100 kV zusätzlich:				
3d : Vergrößerungsdurchl. mit 55/2/3, mit und ohne Streustrahlenbl., 2 mm und 0,3-mm-Fokus	10	(17,5)	3,5	(0,8)

4) Eine schlechtere absolute Detailerkennbarkeit als unter 1) in Tabelle 24 war bei den nachfolgenden Untersuchungsreihen nachweisbar (Tabelle 26, enthält nur die von Tabelle 24 abweichenden unteren Grenzwerte):

¹ Leuchtdichteunterschied

Tabelle 26

	Det.-Dicke (mm)	(LDU ¹) (%)	Ø	(Schl.-Br.) (mm)
3a 1: Schirme verschiedener Belegungsstärke, Herst. A, 55/2/3, 2-mm-Fokus, Bel.-Stärke 50–70 mg/cm ²	4	(7,2)	11	(2,0)
dto., 90/6/1,5, Bel.-Stärke 50–70 mg/cm ²	8	(14,1)	> 5	(1,0)
dto., 55/2/3; 0,3 mm Fo., Bel.-Stärke 50–60 mg/cm ²	4	(7,2)	> 11	(2,0)
dto., Bel.-Stärke 70 mg/cm ²	4	(7,2)	11	(2,0)
Hersteller B, 2-mm-Fokus, 55/2/3, Bel.-Stärke 140 mg/cm ² und 90/6/1,5, Bel.-Stärke 81–216 mg/cm ²	4	(7,2)	11	(2,0)
3a 2: Schirme versch. spektr. Emission, ZnS-Anteil > 62,5 % und < 60 %	8	(14,1)	> 5	(1,0)
3a 3: Schirme versch. Herst. Hersteller D	4	(7,2)	> 11	(2,0)
3b 2 bis 5: Spannungserhöhung bei gl. Leuchtdichte wie 55/2/3, 2 mm Al Ges.-F., > 80 kV 4 mm Al Ges.-F., > 100 kV 6 mm Al Ges. F., > 90 kV 8 mm Al Ges.-F., 80–120 kV	4	(7,2)	11	(2,0)
zusätzlich bei: 2 mm Al Ges.-F., 80–100 kV 4 mm Al Ges.-F., > 100 kV 6 mm Al Ges.-F., > 90 kV 8 mm Al Ges.-F., 80–120 kV	8	(14,1)	> 5	(1,0)
3b 6: Spannungserhöhung bei doppelter Leuchtdichte wie 55/2/3, 4 mm Al Ges.-F., > 100 kV	4	(7,2)	> 11	(2,0)
3f : Verschiedene Apparatetypen App. 4) (4-Ventil)	4	(7,2)	> 11	(2,0)
App. 5) (Halbw.)	4	(7,2)	11	(2,0)

Ergebnis :

Die absolute Detailerkennbarkeit für LANDOLTSche Ringe aus Plexiglas in einem thoraxäquivalenten Phantom läßt sich bei Durchleuchtung mit Zn-Cd-S-Leuchtschirmen nur durch erhebliche Dosiserhöhung (Untersuchungsreihe 3b 1) nennenswert gegenüber den bei 55/2/3 und 90/6/1,0 erreichten Werten erhöhen. Die Schwankungen der durch die unteren Grenzwerte der Detaildimensionen ausgedrückten absoluten Detailerkennbarkeit bei verschie-

denen Untersuchungsbedingungen sind wesentlich geringer als die der relativen Detailerkennbarkeit, ausgedrückt durch die durchschnittliche Wahrnehmungswahrscheinlichkeit für alle Details eines Phantoms. Die absolute Detailerkennbarkeit stellt deshalb bei der Suche nach den optimalen Durchleuchtungsbedingungen keinen geeigneten Maßstab dar.

m) Erkennbarkeit kugelförmiger Details aus Plexiglas und aus Paraffin-Zucker-Mischung

Während die Untersuchungsreihen 3a–k scharf begrenzte Details betreffen, werden in dieser Untersuchungsreihe Details mit etwas flacherem Kontrastgradienten überprüft, deren Form den tatsächlich in der Lunge vorkommenden Herdformen entspricht.

Da bei Kugeln die „Dicke“ und der „Durchmesser“ identisch sind, erweist es sich als zweckmäßig, die Detailerkennbarkeit in diesem Fall für jeden einzelnen benutzten Kugeldurchmesser durch die durchschnittliche Wahrnehmungswahrscheinlichkeit anzugeben.

Untersuchungsbedingungen:

Apparat: Stabiliphos

Spannung, Filterung, Stromstärke: 55/2/3 und 90/6/1,5

Röhre: P 150/200 ö, 2-mm-Fokus

Streustrahlenblende: Feinstraster 7:1

Durchleuchtungsschirm: Hersteller A, Bel.-Stärke 100 mg/cm².

Die durchschnittliche Wahrnehmungswahrscheinlichkeit für die Plexiglas-kugeln des Kugelphantoms 3) bei schirlnaher Detailanordnung ist in Tabelle 27 (Mittelwerte aus den Ergebnissen von 5 Beobachtern) dargestellt.

Tabelle 27

Erkennbarkeit von Plexiglas-kugeln verschiedenen Durchmessers

Dl.-Beding.	Kugel- $\varnothing$ mm	Wahrn.-Wahrsch. %	$\sigma\%$	$\sigma_D\%$	P
55/2/3	2	25	17,7	17,7	< 0,1 > 0,05
	3	55	37,1		
	4	90	13,7		
	5	95	11,2		
	6	100	0		
90/6/1,5	2	30	11,4	13,2	< 0,02 > 0,01
	3	55	27,4		
	4	95	11,2		
	5	100	0		
	6	100	0		

Plexiglaskugeln mit einem Durchmesser von mindestens 4 mm sind mit einer Wahrnehmungswahrscheinlichkeit von mehr als 80 % erkennbar. Die Differenz der Wahrnehmungswahrscheinlichkeit zwischen Plexiglaskugeln von 3 und 4 mm Durchmesser ist hinreichend statistisch zu sichern. Das Verhältnis der Detailerkennbarkeit zwischen beiden benutzten Untersuchungsbedingungen ist das Gleiche wie beim Ringphantom 1): es findet sich eine leichte Überlegenheit bei der größeren Leuchtdichte mit der härteren Strahlung.

Durch Untersuchungen am Kugelphantom 4) wurde der Einfluß des Dichteunterschiedes zwischen Plexiglas und Gewebe bzw. Wasser (dargestellt durch eine Paraffin-Zucker-Mischung mit der Dichte 1,0 [314]) auf die Detailerkennbarkeit mit den gleichen Untersuchungsbedingungen wie am Kugelphantom 3) überprüft. Die Ergebnisse (für 55,2/3 und 90/6/1,5 zusammengefaßt, Mittelwerte aus den Ergebnissen von 4 Beobachtern berechnet) gehen aus Tabelle 28 hervor.

Tabelle 28

Vergleich der durchschnittlichen Wahrnehmungswahrscheinlichkeit für Plexiglaskugeln und Paraffin-Zucker-Kugeln

Kugel-Ø mm	Material	Wahrn.-Wahrsch. %	$\sigma\%$	$\sigma_D\%$	P
4	Plexiglas	68,75	26,0	17,2	< 0,3 > 0,2
	Par.-Zucker	46,9	22,2		
5	Plexiglas	100	0	8,84	< 0,3 > 0,2
	Par.-Zucker	87,5	18,1		
6	Plexiglas	100	0	0	1,0
	Par.-Zucker	100	0		

Die Wahrnehmungswahrscheinlichkeit für Paraffin-Zucker-Kugeln ist, soweit diese nicht ebenfalls mit 100 % Wahrnehmungswahrscheinlichkeit erkannt werden, in statistisch hinreichend wahrscheinlich zu machendem Umfang geringer als für Plexiglaskugeln gleicher Größe.

Es fällt auf, daß bei der Untersuchung mit Kugelphantom 4) die Wahrnehmungswahrscheinlichkeit für Plexiglaskugeln von 4 mm $\varnothing$ geringer als beim Kugelphantom 3) ist, obgleich die gleichen Kugeln in beiden Phantomen verwandt wurden. Dies ist psychologisch vielleicht so zu erklären, daß im Phantom 3) im Gegensatz zu Phantom 4) auch Kugeln mit einem geringeren Durchmesser als 4 mm vorhanden waren, so daß die 4-mm-Kugeln hier bereits als „groß“ empfunden wurden.

Ergebnis:

Bei 55/2/3 und 90/6/1,5 werden Plexiglaskugeln, die an einem thorax-äquivalenten Phantom schirmnah angebracht sind, mit einem Durchmesser von mindestens 4 mm sicher, d. h. mit einer Wahrnehmungswahrscheinlichkeit von mehr als 80 %, erkannt. Bei ungünstiger Wahl der Phantomzusammenstellung kann die Wahrnehmungswahrscheinlichkeit für Kugeln von 4 mm Durchmesser gelegentlich unter 80 % absinken. Gewebsäquivalente Kugeln aus Paraffin-Zucker-Mischung werden nur bis zu einem Durchmesser von mindestens 5 mm sicher erkannt. Man darf dementsprechend nicht die mit Plexiglasdetails erzielten Ergebnisse ohne Umrechnung auf Gewebsdetails übertragen.

n) Erkennbarkeit von Details mit flachem Kontrastgradienten

Eine isolierte Beurteilung des Einflusses des Kontrastgradienten auf die Erkennbarkeit von kleinen Details ist im Phantomversuch nicht möglich, da bei Änderung des Kontrastgradienten durch Variation der Detailform gleichzeitig auch das Volumen oder zum mindesten die Schwächung oder der Durchmesser des Testobjektes wechseln. Dies trifft auch für die von uns im Kegelphantom 5) benutzten Detailformen zu.

Bei den Details der Gruppe a) dieses Phantoms, die in ihrem Zentrum sämtlich die gleiche Schwächung aufweisen, wechselt außer dem Sehwinkel auch das Volumen von 6,5 bis 840 mm³. Das Gleiche gilt auch für Detailgruppe b), bei der die Testobjekte im Zentrum jeweils einen Zylinder konstanter Schwächung besitzen: hier wächst das Volumen mit abnehmendem Kontrastgradienten von 80 auf 430 mm³. In Detailgruppe c) ändert sich die Schwächung in der Mitte des Details mit abnehmendem Kontrastgradienten.

Mit dem Kegelphantom 5) sind deshalb in erster Linie bei vergleichenden Untersuchungen allgemeine Aussagen über die relative Detailerkennbarkeit für Details mit flachem Kontrastgradienten möglich. Tabelle 29 verzeichnet zwar, wie oft unter 10 Beobachtungen jedes Einzeldetail richtig erkannt wurde, nennt im übrigen aber bei diesem Phantom die Detailerkennbarkeit nur als durchschnittliche Wahrnehmungswahrscheinlichkeit für alle Details jeweils einer Gruppe (Mittelwerte aus den Ergebnissen von 5 Beobachtern). Formen-erkennen oder Größenbeurteilung wurde dabei von den Versuchspersonen nicht gefordert. Die Untersuchungsbedingungen waren die gleichen wie in Reihe 3 m.

In Gruppe a) ist die Erkennbarkeit der Kegel bei mittlerem Durchmesser relativ am besten und sinkt sowohl mit abnehmendem Volumen (kleinerem Durchmesser) als auch mit flacher werdendem Kontrastgradienten (großem Durchmesser). In Gruppe b) werden praktisch alle Details sicher erkannt, aber auch hier ist die Tendenz zur Abnahme der Erkennbarkeit bei kleiner werdendem Volumen angedeutet. Letzteres gilt auch für Gruppe c).

Tabelle 29

Erkennbarkeit von Plexiglas kugeln verschiedener Form und Größe

a) Kegel mit konstanter Höhe: $h = 4$ mmb) abgestumpfte Kegel mit konstanter Höhe
 $h = 4$ mm und konstantem oberem Durchmesser: $2r_1 = 4$ mm

$2r =$	von 10 55/2/3	Beob. erkannt 90/6/1,5
2,5	0	0
5	4	7
10	10	10
15	9	10
22,5	10	9
30	4	5

$2r =$	von 10 55/2/3	Beob. erkannt 90/6/1,5
6	9	9
9	10	10
12	10	10
15	10	10
18	10	10

DE %

Gr. a)

61,7

68,3

 σ %

14,0

17,1

 σ_D %

9,85

P

< 0,6 > 0,5

DE %

Gr. b)

98

98

 σ %

4,47

4,47

 σ_D %

0

P

1,0

c) Kegel mit konstantem Durchmesser $2r = 10$ mm

$h =$	von 10 Beob. erkannt	
	55/2/3	90/6/1,5
2	5	7
4	10	10
6	10	10

DE %,

Gr. c)

83,3

90,0

 σ %

16,7

9,15

 σ_D %

8,5

P

< 0,5 > 0,4

Ergebnis:

Plexiglasdetails in Kegelform werden in schirmnaher Anordnung an einem thoraxäquivalenten Streukörper sicher erkennbar, wenn Höhe (Dicke) und Durchmesser etwa die gleichen Werte wie bei sicher erkennbaren LANDOLT-schen Ringen erreichen, und wenn der Kontrastgradient einen Winkel von 20° nicht unterschreitet. Offenbar spielt auch das Gesamtvolumen des Kegels eine gewisse Rolle für die Erkennbarkeit. Die Angabe genauerer Werte für die absolute Detailerkennbarkeit ist bei kegelförmigen Details nicht möglich, da die gegenseitige Abhängigkeit der verschiedenen Teileigenschaften gerade bei Details mit flachem Kontrastgradienten besonders ausgeprägt ist. Bei vergleichenden Untersuchungen zwischen 55/2/3 und 90/6/1,5 verhält sich das Kegelphantom wie die Phantome 1) bis 4).

4. Untersuchungen über die Detailerkennbarkeit bei Benutzung eines elektronenoptischen Bildverstärkers

a) Detailerkennbarkeit bei verschiedener Strahlenqualität und Stromstärke

Durch diese Untersuchungsreihe soll für die Durchleuchtung mit einem 1000fach verstärkenden elektronenoptischen Bildverstärker in ähnlicher Weise, wie es in Reihe 3b für die Durchleuchtung mit gewöhnlichen Schirmen geschehen ist, diejenige Spannung, Filterung und Stromstärke ermittelt werden, bei der das Verhältnis zwischen Detailerkennbarkeit und Dosis am günstigsten ist.

Da die Verringerung der Gesamtstrahlenbelastung um 34 %, die wir bei der Durchleuchtung ohne Bildverstärker mit 90/6/1,0 gegenüber den Dosisverhältnissen bei 55 2 3 erzielt haben, bereits einen erheblichen Gewinn darstellt, haben wir bei der Durchleuchtung mit Bildverstärker in erster Linie Wert auf eine möglichst weitgehende Verbesserung der Detailerkennbarkeit und erst in zweiter Linie auf eine weitere Verminderung der Dosis gelegt. Wir sehen deshalb am Bildverstärker diejenigen Durchleuchtungsbedingungen als optimal an, die die beste Detailerkennbarkeit mit gleicher oder geringerer Patientenbelastung als bei den optimalen Bedingungen ohne Bildverstärker (90 kV, 6 mm Al-GL-Wert Gesamtfilterung, 1,0 mA) ergeben. Da wegen der beschränkten Feldgröße der bisher verfügbaren Bildverstärker ein schneller Wechsel zwischen Durchleuchtungen mit und ohne Bildverstärker möglich sein muß, halten wir es für erstrebenswert, am Bildverstärker mit der gleichen Filterung wie bei der gewöhnlichen Durchleuchtung zu arbeiten. Wir haben deshalb für diese Untersuchungsreihe als Ausgangswert 90/6/1,5, d. h. den höchsten, unter dem Gesichtspunkt der Herabsetzung der Einfallsdosis in Frage kommenden Wert benutzt und zunächst folgende Veränderungen der Untersuchungsbedingungen vorgenommen:

1. Herabsetzung der Stromstärke bei gleichbleibender Spannung und Filterung. Dosis, Leuchtdichte und damit natürlich auch die bei Untersuchungen am Bildverstärker zu beachtende Quantenzahl werden hierbei verringert.
2. Herabsetzung der Spannung bei gleichbleibender Stromstärke und Filterung.
3. Verringerung der Vorfilterung bei gleichbleibender Spannung und Stromstärke.

Diese ersten Untersuchungen über die Detailerkennbarkeit bei der Durchleuchtung mit Bildverstärker mußten aus technischen Gründen an dem Vierventilapparat 3) mit einem Brennfleck von 1,2 mm Kantenlänge und ohne Streustrahlenblende durchgeführt werden. Die Untersuchungsbedingungen weichen also in einigen Punkten von denen der Untersuchungsreihe 3b ab und konnten nur für wenige elektrische Werte an dem gleichen Apparat durch Untersuchungen mit einem 2-mm-Fokus ergänzt werden.

Sonstige Untersuchungsbedingungen:

Röhre: P 120/20/40 ö

Phantom: Ringphantom 1), Details schirmnah

Abbildungssystem: Philips-Röntgenbildverstärker mit Müller-Periskopoptik.

Die wichtigsten Ergebnisse dieser Untersuchungen sind in Abb. 26 unter b dargestellt. Tabelle 30 faßt die Ergebnisse bei Bildung der Mittelwerte aus den Ergebnissen der Beobachtungen von 5 Versuchspersonen zusammen.

Tabelle 30

Rel. Detailerkennbarkeit bei Durchleuchtung mit el.-opt. Bildverstärker bei verschiedener Strahlenqualität und Dosis
(Vierventilapparat)

U.- Reihe	kV	Ges.- Filt. mm Al	mA	Einf.-Dosis r/min	DE %	σ %
1.	90	6	1,5	2,1	81,1	6,41
			1,0	1,4	82,9	5,79
			0,5	0,7	81,4	2,71
2.	90	6	1,0	1,4	82,9	5,79
	80			1,0	80,0	5,86
	70			0,7	81,1	3,75
	60			0,42	76,1	5,68
3.	60	6	1,0	0,42	76,1	5,68
			0,5	0,21	70,4	9,75
			1,0	0,7	83,6	7,88
		4	0,5	0,35	74,2	4,87
			1,0	1,5	86,7	5,52
			0,5	0,75	82,2	7,4
2-mm- Fokus	90	6	1,0	1,4	83,1	3,66
	60	2	0,5	0,75	81,4	5,17

Einige Monate später, d. h. in einem Zeitabstand, der einen Vergleich der relativen Detailerkennbarkeit mit den ersten Untersuchungen nur bedingt erlaubt, konnte ergänzend ein ähnliches Untersuchungsprogramm mit den nachstehenden Untersuchungsbedingungen, die denen der Untersuchungsreihe 3b weitgehend angeglichen sind, durchgeführt werden:

Apparat: Tridoros 3

Röhre: P 125/2/50 ö, 2-mm-Fokus

Streustrahlenblende: Feinstraster 7 : 1

Die Ergebnisse dieser Untersuchungen, von denen die wichtigsten in Abb. 26 unter a dargestellt sind, finden sich im einzelnen in Tabelle 31 (Mittelwerte aus den Ergebnissen von 4 Versuchspersonen).

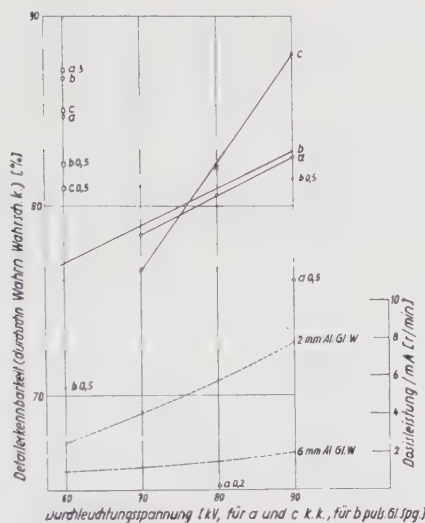


Abb. 26. Relative Detailerkennbarkeit und Einfallsdosisleistung bei Durchleuchtung mit elektronenoptischem Bildverstärker. a: 2-mm-Fokus. b: 1,2-mm-Fokus. c: 0,3-mm-Fokus. Detailerkennbarkeit bei 2 mm Al-Gl.-Wert Gesamtfilterung: $\square$ Die Stromstärke betrug 1,0 mA, wenn neben der Fokusbezeichnung kein anderer mA-Wert (z. B. 0,2; 0,5 usw.) eingezeichnet ist. Einfallsdosisleistung: -----

Tabelle 31

Rel. Detailerkennbarkeit bei Durchleuchtung mit el.-opt. Bildverstärker bei verschiedener Strahlenqualität und Dosis (Sechsentilapparat)

U.- Reihe	kV	Ges.- Filt. mm Al	mA	Einf.-Dosis r/min	DE %	$\sigma\%$
1.	90	6	1,0	2,0	82,7	14,65
			0,5	1,0	76,1	12,2
			1,0	1,5	80,6	13,75
	80	6	0,2	0,3	64,6	15,23
			3,0	9,0	87,1	6,35
			1,0	3,0	84,7	10,3
2.	90	6	0,5	1,5	73,6	8,87
			1,0	3,0	84,7	10,3
	80	6	1,0	1,5	82,7	14,65
			1,0	1,25	80,6	13,75
	70				78,5	14,1

Aus den Ergebnissen der Tabellen 30 und 31 ist zunächst hervorzuheben, daß eine Verringerung der Stromstärke vom Ausgangswert 90/6/1,5 auf 1,0 mA nicht einmal zu einer Verschlechterung der relativen Detailerkennbar-

keit führt. Die vom Objekt bei 90/6/1,0 durchgelassene Quantenzahl und die hierbei entstehende Leuchtdichte auf dem Betrachtungsschirm, die wir nach der Belegungsstärke des Eingangsleuchtschirmes [104, 105] für den Philips-Röntgen-Bildverstärker auf ca. 8 asb berechnet haben, müssen also bei gegebener Materialunschärfe und Untergrundhelligkeit bereits den größtmöglichen Informationsumfang sowie dessen beste Ausnutzung für diese Strahlenqualität gewährleisten. Wir haben deshalb bei den weiteren Untersuchungen mit dem Bildverstärker 90 kV, 6 mm Al-Gl.-Wert Gesamtfilterung und 1,0 mA (im weiteren immer 90/6/1,0 genannt) als normale Untersuchungsbedingungen gewählt, wobei die Einfallsdosis gegenüber dem Ausgangswert der Bildverstärker-Untersuchungen um $\frac{1}{3}$ herabgesetzt und gegenüber den optimalen Durchleuchtungsbedingungen ohne Bildverstärker unverändert ist.

Eine weitere Verminderung der Stromstärke um 50 % führt bei allen untersuchten Strahlenqualitäten zu einem beträchtlichen Verlust an Detailerkennbarkeit. Für 90 kV und 6 mm Al-Gl.-Wert Gesamtfilterung haben wir diese Verhältnisse an einem größeren Material aus den Untersuchungsreihen 4a, b und d bei Bildung des Mittelwertes aus 18 Beobachtungen verschiedener Versuchspersonen statistisch sichern können (Tabelle 32 und 32a).

Tabelle 32

Abhängigkeit der rel. Detailerkennbarkeit am Bildverstärker von der Stromstärke

kV	Ges.- Filt. mm Al	mA	DE %	$\sigma\%$	$\sigma_D\%$	P
90	6	1,0	84,0	7,42	1,9	< 0,01 > 0,001
		0,5	78,0	5,9		

Tabelle 32a

Überprüfung der Ergebnisse von Tabelle 36 für einzelne Detailgruppen

Det.-Größe	kV	Ges.- Filt. mm Al	mA	DE %	$\sigma\%$	$\sigma_D\%$	P
2 mm dick	90	6	1,0	50,4	15,4	5,07	< 0,6 > 0,5
			0,5	47,2	14,6		
2,5 mm $\varnothing$	90	6	1,0	81,5	16,3	5,7	< 0,01 > 0,001
			0,5	65,7	17,4		

Die Verringerung der Stromstärke verschlechtert die Detailerkennbarkeit bei besonders kleinen Details wesentlich deutlicher als bei größeren und

kontrastarmen Testobjekten. Hier macht sich offenbar bereits die Verkleinerung der am Schirm zur Verfügung stehenden Quantenzahl ungünstig bemerkbar.

Der bei 80 kV, 6 mm Al-Gl.-Wert untersuchte Einfluß einer Herabsetzung der Stromstärke auf 0,2 mA, also 1/5 der Ausgangs-Stromstärke, führt zu einem noch wesentlich größeren Rückgang der Detailerkennbarkeit, allerdings gleichzeitig auch zu größerer Streuung der Ergebnisse. Die ermittelte Differenz von 16 % läßt sich aber bei $\sigma_D = 7,38\%$ mit $P = < 0,1 > 0,05$ genügend statistisch sichern.

Die Differenz der Detailerkennbarkeit zwischen 90 und 60 kV bei 6 mm Al-Gl.-Wert Gesamtfiltration und 1 mA (Kurve b der Abb. 26) ist mit $\sigma_D = 3,6\%$, $P < 0,1 > 0,05$ auch statistisch wahrscheinlich. Für Kurve a der gleichen Abbildung (Tridoros 3, 2-mm-Fokus) gelingt bei größeren Streuungen zwischen den Ergebnissen der verschiedenen Beobachter keine statistische Sicherung der Differenz in der Detailerkennbarkeit zwischen 90 und 70 kV, 6 mm Al-Gl.-Wert Filterung, 1 mA: $\sigma_D = 10,2\%$, $P < 0,7 > 0,6$. Kurve a verläuft jedoch parallel zu Kurve b, so daß ihre Richtigkeit hierdurch an Wahrscheinlichkeit gewinnt.

Bei gleichbleibender Spannung von 60 kV und Stromstärken von 1,0 und 0,5 mA nimmt die Detailerkennbarkeit mit Verringerung der Vorfiltration natürlich zu, jedoch hat dieser Vergleich innerhalb des Teiles 3. dieser Untersuchungen am Heliophos-Super kein praktisches Interesse, da gleichzeitig auch die Dosis für den Patienten größer wird. Wichtiger sind dagegen die in Tabelle 33 zusammengestellten Vergleiche.

Tabelle 33

Relative Detailerkennbarkeit bei Durchleuchtung mit Bildverstärker und verschiedener Filterung

App.	kV	Ges.- Filt. mm Al	mA	r/min	DE %	σ %	σ_D %	P
3)								
H-S	60	4	1,0	0,7	83,6	7,88	4,36	< 0,9 > 0,8
	90	6	1,0	1,4	82,9	5,79		
	60	2	1,0	1,5	86,7	5,52		
2)								
T 3	90	6	1,0	2,0	82,7	14,65	8,95	< 0,9 > 0,8
	60	2	1,0	3,0	84,7	10,3		

Verringerung der Spannung und Filterung mit gleichbleibender Stromstärke ergibt nach dieser Tabelle recht günstige Einfalldosen und sogar noch einen kleinen weiteren Gewinn an Detailerkennbarkeit, der allerdings bei unserem Beobachtungsumfang nicht hinreichend statistisch wahrscheinlich zu machen ist. Allerdings muß die Unbequemlichkeit des Filterwechsels

gegenüber den optimalen Bedingungen ohne Bildverstärker bei der Beurteilung des Wertes dieser Durchleuchtungsbedingungen berücksichtigt werden.

Es ist bemerkenswert, daß die Leuchtdichte des Betrachtungsschirmes am Bildverstärker bei 60 kV, 2 mm Al und 1 mA (60/2/1,0) mit rund 2,8 asb nur etwa 35 % der Leuchtdichte bei 90/6/1 beträgt, ohne daß die Detailerkennbarkeit bei dieser geringeren Leuchtdichte schlechter wird. Kontrastarme und kleine Details verhalten sich dabei etwa gleich, wie eine getrennte statistische Untersuchung der einzelnen *Detailgruppen* zeigte. Die Volumendosis ist bei 60/2/1,0 um rund 35 % geringer als bei 90/6/1,0, die Gonadendosis auf etwa 25 % herabgesetzt. Bezogen auf das Verhältnis der Gesamtbelastung zur natürlichen Strahlenbelastung ergibt sich bei 60/2/1,0 gegenüber 90/6/1,0 eine Ersparnis von 39 %.

Orientierende Untersuchungen an elektronenoptischen Röntgenbildverstärkern anderer Fabrikate führten im Prinzip zu den gleichen Ergebnissen, wenn man den unterschiedlichen Verstärkungsfaktor berücksichtigt. Die Abhängigkeit der Detailerkennbarkeit von der Strahlenqualität war bei einigen untersuchten Versuchsausführungen größer als bei dem handelsüblichen Philips-Röntgenbildverstärker.

Ergebnis:

Die Detailerkennbarkeit bei Durchleuchtung mit einem 1000fach verstärkende elektronenoptischem Bildverstärker ist für scharf begrenzte Details eines thoraxäquivalenten Phantoms bei 90,6/1,0 ebensogut wie bei 90/6/1,5. Eine weitere Verminderung der Stromstärke oder eine Herabsetzung der Spannung bei gleichbleibender Filterung verschlechtert dagegen die Detailerkennbarkeit, wahrscheinlich auf Grund der Zunahme der Quantenfluktuation. Bei 60 kV, 2–4 mm Al-Gl.-Wert Gesamtfilterung und 1 mA ist die Detailerkennbarkeit, geringfügig höher als bei 90 6/1,0, obgleich die Leuchtdichte wesentlich geringer ist. Die Herabsetzung der Stromstärke, d. h. der Quantenzahl, wirkt sich bei Durchleuchtung am Bildverstärker also in höherem Maß als eine Leuchtdichteminderung auf die Detailerkennbarkeit aus. Wenn man bei der Durchleuchtung mit Bildverstärker die gleiche Gesamtfilterung von 6 mm Al-Gl.-Wert wie bei den günstigsten Durchleuchtungsbedingungen ohne Bildverstärker wählen will, besteht das günstigste Verhältnis zwischen Detailerkennbarkeit und Dosis bei 90/6/1,0. Wenn man den Wechsel der Filterung in Kauf nimmt, sind 60 kV, 2 mm Al-Gl.-Wert Filterung und 1 mA als optimale Durchleuchtungsbedingungen anzusehen. Diese Angaben gelten für Brennflecke von 1,2 und 2 mm Kantenlänge.

b) Abhängigkeit der Detailerkennbarkeit von der Brennfleckgröße

Die Untersuchungen der Reihe 4a am Tridoros 3 mit dem 2-mm-Fokus wurden durch eine gleichartige Untersuchungsreihe mit dem 0,3-mm-Fokus der gleichen Röhre und bei gleichen sonstigen Untersuchungsbedingungen

ergänzt. Die in Abb. 26 unter c dargestellten Ergebnisse dieser Untersuchungen sind im einzelnen bei Bildung der Mittelwerte aus den Ergebnissen von 4 Versuchspersonen in Tabelle 34 aufgeführt.

Tabelle 34

Relative Detailerkennbarkeit bei Durchleuchtung am Bildverstärker
mit 0,3-mm-Fokus

U.-Reihe	kV	Ges.- Filt. mm Al	mA	DE %	σ %
1.	90	6	1,0	88,0	3,08
			0,5	76,8	8,88
	60	2	1,0	85,0	5,37
			0,5	80,9	9,52
2.	90	6	1,0	88,0	3,08
	80			82,0	5,9
	70			76,8	5,8

Die Änderung der Detailerkennbarkeit mit der Wahl der Untersuchungsbedingungen ist beim Feinstfokus im wesentlichen die gleiche wie bei Benutzung des 2-mm-Fokus. Nur ist bei 60 kV, 2 mm Al-Gl.-Wert Gesamtfilterung und 1 mA die Detailerkennbarkeit beim Feinstfokus im Gegensatz zum 2-mm-Fokus kleiner als bei 90/6/1,0. Hier macht sich offenbar wegen der geringeren geometrischen Unschärfe der Einfluß der größeren Leuchtdichte bei 90/6/1,0 stärker als bei Benutzung größerer Brennflecke bemerkbar. Außerdem fällt auf, daß die Streuung der Ergebnisse beim 0,3-mm-Fokus zwischen den einzelnen Beobachtern wesentlich geringer ist, obgleich die Untersuchungen mit beiden Brennfleckgrößen in einem gemeinsamen zeitlich zusammenhängenden Untersuchungsgang durchgeführt wurden.

Die Differenz der Detailerkennbarkeit zwischen 90/6/1,0 und 70 kV, 6 mm Al, 1,0 mA läßt sich mit $\sigma_D = 2,7\%$, $P < 0,01 > 0,001$ hinreichend statistisch sichern. Die Steigerung der Detailerkennbarkeit mit zunehmender Spannung, d. h. – bei sonst gleichen Durchleuchtungsbedingungen – mit zunehmender Leuchtdichte, ist am Bildverstärker beim Feinstfokus größer als beim 2-mm-Fokus. Der Vergleich der Detailerkennbarkeit bei 90/6/1,0 zwischen beiden Brennfleckgrößen zeigt eine bessere Detailerkennbarkeit bei Benutzung des Feinstfokus. Die Differenzen lassen sich aber bei Berechnung der Mittelwerte aus den Ergebnissen verschiedener Versuchspersonen wegen starker Streuungen nicht statistisch wahrscheinlich machen. Es ist lediglich eindeutig, daß die kontrastarmen Details mit dem Feinstfokus nicht besser als mit dem 2-mm-Fokus erkannt werden können.

Wenn man die 6–10 mm dicken Ringe von 2,5 mm Durchmesser gemeinsam mit den 4 mm dicken Ringen von 3,5 und 5 mm Durchmesser betrachtet,

gelingt aber die statistische Sicherung der Überlegenheit des Feinstfokus bei 90/6 1,0 mit $P = 0,05 \rightarrow 0,02$ für kleine, kontrastreiche Details überzeugend. Bei 60/2/1,0 werden die gleichen Gruppen besonders kleiner Details dagegen mit dem 0,3-mm-Fokus nicht besser als mit dem großen Fokus erkannt. Das läßt vermuten, daß selbst mit einem rund tausendfach verstärkenden Bildverstärker bei 60/2/1,0 die erreichbare Leuchtdichte noch deutlich unter dem Optimum für die Sehschärfe liegt.

Die größten in unseren Untersuchungsreihen unabhängig von Spannung und Stromstärke mit beiden Brennfleckgrößen gefundenen Werte für die rel. Detailerkennbarkeit sind etwa gleich (Tabelle 35). Die Dosisersparnis (Gesamtbelastung) bei gleicher Detailerkennbarkeit beträgt aber für 90/6/1,0 und 0,3-mm-Fokus gegenüber 60 kV, 2 mm Al-Gl.-Wert Gesamtfilterung 3 mA und 2-mm-Fokus fast 50 %, während die Leuchtdichte etwa gleich ist.

Tabelle 35

Vergleich der Dosisleistung bei verschiedenen Durchleuchtungsbedingungen mit annähernd gleicher rel. Detailerkennbarkeit am Bildverstärker

Fokus	kV	Ges.- Filt. mm Al	mA	t/min	DE %	$\sigma\%$	$\sigma_D\%$	P
0,3 mm	90	6	1,0	2,0	88,0	3,08	2,54	< 0,8 > 0,7
2 mm	60	2	3,0	9,0	87,1	6,35		

Ergebnis:

Für scharf begrenzte Details eines thoraxäquivalenten Phantoms ist die rel. Detailerkennbarkeit am Bildverstärker bei Benutzung eines Feinstfokus von 0,3 mm Kantenlänge größer als bei einem 2-mm-Brennfleck. Die Überlegenheit des Feinstfokus macht sich vor allem bei sehr kleinen Details bemerkbar und tritt bei größeren kontrastarmen nicht in Erscheinung. Sie wird allerdings nur bei genügender großer Leuchtdichte deutlich, so daß hier 90/6/1,0 im Gegensatz zum großen Brennfleck bessere Resultate als 60/2/1,0 ergeben.

c) Einfluß des Vergrößerungsfaktors auf die Detailerkennbarkeit

Mit 3 Versuchspersonen wurde ein orientierender Versuch durchgeführt, um für die Durchleuchtung mit Bildverstärker und Feinstfokus festzustellen, ob durch Vergrößerung des Fokus-Schirm-Abstandes auf 96 cm bei gleichbleibendem Abstand von 60 cm zwischen Fokus und schirmnaher Seite des Phantoms eine weitere Verbesserung der Detailerkennbarkeit gelingt. Die Untersuchungsbedingungen waren im übrigen die gleichen wie bei Untersuchungsreihe 4b (Tabelle 36).

Tabelle 36

Einfluß des Vergrößerungsfaktors auf die rel. Detailerkennbarkeit bei Durchleuchtung am Bildverstärker mit 90/6/1,0

FSA cm	Vergr.- Faktor	DE %	σ %	σ_D %	P
70	1,167	88,0	2,52	2,23	< 0,7 > 0,6
96	1,6	87,3	1,18		

Die rel. Detailerkennbarkeit am Bildverstärker bei Vergrößerungsfaktor 1,6 war praktisch die gleiche wie bei Vergrößerungsfaktor 1,167 (Mittelwert aus den Ergebnissen von 3 Versuchspersonen. Auch bei dem in dieser Reihe ziemlich kleinen Beobachtungsumfang läßt sich bereits sagen, daß die Vergrößerungsdurchleuchtung am Bildverstärker voraussichtlich keine Vorteile bietet, die den kaum verantwortbaren störenden Einfluß einer weiteren Vergrößerung des Abstandes zwischen Durchleuchter und Patient wieder wettmachen. Das Ausbleiben einer Steigerung der Detailerkennbarkeit bei Vergrößerung des Objekt-Schirm-Abstandes ist z. T. wahrscheinlich auf die bei Benutzung eines Bildverstärkers besonders unangenehm in Erscheinung tretende Kontrastverschlechterung durch Zunahme des Streustrahleneinflusses zurückzuführen.

Ergebnis :

Die Vergrößerungsdurchleuchtung am Bildverstärker mit einem Vergrößerungsfaktor von 1,6 führte bei orientierenden Versuchen zu keiner weiteren Steigerung der rel. Detailerkennbarkeit gegenüber den normalen Abstandsbedingungen. Für das untersuchte thoraxäquivalente Phantom mit scharf begrenzten Details ist also offenbar bei Benutzung des Feinstfokus schon bei dem Vergrößerungsfaktor von 1,167 das Höchstmaß an Detailerkennbarkeit erreicht, das bei den derzeitigen Bildverstärkertypen verwirklicht werden kann.

d) Einfluß von Streustrahlenblenden auf die Detailerkennbarkeit

Da die Leuchtdichte des Betrachtungsschirmes am Bildverstärker jedenfalls bei 90/6/1,0 ausreicht, um eine zufriedenstellende Schärfe und Unterschiedsempfindlichkeit zu gewährleisten, ist zu erwarten, daß der Leuchtdichtegewinn beim Fortlassen der Streustrahlenblende nicht mehr zu einer weiteren Verbesserung der Detailerkennbarkeit führt. Dagegen ist es bei den mit dem Bildverstärker benutzten geringen Durchleuchtungsstromstärken denkbar, daß die unterschiedliche Quantenzahl und der verschieden große Streustrahlenanteil bei Durchleuchtung mit und ohne Rasterblende die Detailerkennbarkeit beeinflußt. Wir haben deshalb mit verschiedenen Untersuchungsbedin-

gungen den Einfluß der Streustrahlenblende auf die Detailerkennbarkeit am Bildverstärker untersucht (Tabelle 37, Mittelwerte aus den Ergebnissen von 4 Beobachtern errechnet).

Untersuchungsbedingungen:

Apparat: Tridoros 3

Spannung, Filterung, Stromstärke: siehe Tabelle 37

Röhre: P 125/2/50 ö, 2-mm-Fokus

Phantom: Ringphantom 1), Details schirmnah

Streustrahlenblende: mit und ohne Feinstraster 7: 1

Tabelle 37

Einfluß der Streustrahlenblende auf die rel. Detailerkennbarkeit am Bildverstärker bei verschiedenen Strahlenqualitäten und Stromstärken

kV	Ges.- Filt. mm Al	mA	Blende	DE %	σ %	σ_D %	P
90	6	1,0	mit	82,7	14,65	9,34	< 0,6 > 0,5
			ohne	77,5	11,6		
		0,5	mit	76,1	12,2	7,79	< 0,9 > 0,8
			ohne	77,0	9,66		
60	2	1,0	mit	84,7	10,3	7,35	< 0,7 > 0,6
			ohne	80,9	10,43		
		0,5	mit	73,6	8,87	5,84	< 0,4 > 0,3
			ohne	79,6	7,3		

Da die statistische Sicherung der Differenzen wegen der großen Streuung zwischen den Versuchspersonen nicht gelang, wurde ein weiterer Mittelwert aus den Ergebnissen bei beiden benutzten Strahlenqualitäten errechnet, der die Ergebnisse auch statistisch wahrscheinlich macht (Tabelle 37a).

Tabelle 37 a

Überprüfung der Ergebnisse von Tabelle 42 durch Zusammenfassung der Ergebnisse bei verschiedenen Strahlenqualitäten

mA	Blende	DE %	σ %	σ_D %	P
1,0	mit	83,7	1,42	1,97	< 0,2 > 0,1
	ohne	79,2	2,41		
0,5	mit	74,85	1,77	1,8	< 0,2 > 0,1
	ohne	78,3	1,84		

Für beide untersuchten Strahlenqualitäten ist bei 1 mA die Detailerkennbarkeit mit Rasterblende größer, während bei 0,5 mA die Durchleuchtung ohne Rasterblende deutlich überlegen ist. Das unterschiedliche Verhalten der Detailerkennbarkeit bei verschiedenen Stromstärken kann dabei nicht allein

durch Leuchtdichteunterschiede bedingt sein, da z. B. die Leuchtdichte am Betrachtungsschirm bei 90 kV, 6 mm Al und 0,5 mA mit 4 asb noch um rund 40 % größer ist als bei 60 kV, 2 mm Al und 1,0 mA.

Zur weiteren Klärung haben wir die Untersuchungsergebnisse bei 90 kV, 6 mm Al-Gl.-Wert Gesamtfiltration und beiden benutzten Stromstärken nach Detailgruppen aufgegliedert untersucht.

Ohne Rasterblende werden kontrastarme Details am Bildverstärker unabhängig von der Stromstärke schlechter als mit Feinstraster erkannt. Aus den kleinen Details unseres Ringphantoms 1) haben wir diejenigen für eine gesonderte Betrachtung zusammengefaßt, die bei den gewählten Untersuchungsbedingungen noch nicht mit Sicherheit erkannt werden: 4 mm dicke Details mit 3,5 und 5 mm Durchmesser sowie Details mit 2,5 mm Durchmesser und 6–8 mm Dicke.

Auch diese kleinen Details werden bei 1 mA mit Rasterblende geringfügig besser als ohne gesehen. Bei 0,5 mA, d. h. also bei Halbierung der Quantenzahl gegenüber 1,0 mA, ist die Erkennbarkeit kleiner Details ohne Blende dagegen deutlich besser als mit Feinstrasterblende. Es ist anzunehmen, daß die geringe Detailerkennbarkeit bei 0,5 mA mit Rasterblende in erster Linie durch die weitere Verminderung der Quantenzahl infolge der Rasterung des Bildes bedingt ist.

Ein zusätzlicher Einfluß der Leuchtdichteunterschiede kann natürlich nicht ausgeschlossen werden, ist aber sicher wenig bedeutsam, da bei 90/6/0,5 trotz größerer Leuchtdichte die Detailerkennbarkeit schlechter als bei 60/2/1,0 ist und die härtere Strahlenqualität in diesem Bereich, wie aus Untersuchungsreihe 4a hervorgeht, die Detailerkennbarkeit gerade bei besonders kleinen Details nicht verringert.

Ergebnis:

Die Erkennbarkeit scharf begrenzter Details eines thoraxäquivalenten Phantoms wird am Bildverstärker durch Benutzung einer Streustrahlenblende bei der Durchleuchtung verbessert, wenn die Stromstärke bei 70 cm Fokus-Schirm-Abstand mindestens 1 mA beträgt. Bei einer Stromstärke von 0,5 mA und weniger tritt, insbesondere für sehr kleine Details, wegen der Verringerung der Quantenzahl durch das Raster der gegenteilige Effekt ein. Dieses Verhalten findet sich in dem gesamten untersuchten Bereich der Strahlenqualität.

e) Absolute Detailerkennbarkeit für LANDOLT'sche Ringe bei den Untersuchungsreihen 4a bis d

Nach den gleichen Gesichtspunkten wie in Untersuchungsreihe 3l wurde die absolute Detailerkennbarkeit für LANDOLT'sche Ringe auch bei Durchleuchtungen mit dem Bildverstärker geprüft. Mit 80 % Wahrnehmungswahrscheinlichkeit werden vor einem 8 cm starken Plexiglasstreukörper schirmnah angeordnete scharf begrenzte LANDOLT'sche Ringe aus Plexiglas (Ringphantom 1) folgender Dimensionen mit dem Bildverstärker noch richtig erkannt:

1. Bei den in Reihe 4b ermittelten optimalen Durchleuchtungsbedingungen:

Apparat: Tridoros 3

Spannung, Filterung, Stromstärke: 90/6/1,0

Röhre: P 125 2/508, 0,3-mm-Fokus

Untersuchungsgerät: Sireskop mit Explorator Super

Fokus-Schirm-Abstand: 70 cm

Objekt-Schirm-Abstand: 10 cm

Streustrahlenblende: Feinstraster 7 : 1

Abbildungssystem: Philips-Röntgen-Bildverstärker

Feldgröße 10 mal 10 cm

Tabelle 38

Detailldicke (mm)	(Leuchtd.-Untersch.) (%)	Det.-Durchm. (mm)	(Schlitzbreite)
2	(3,8)	11	(2,0)
4	(7,2)	3,5	(0,8)
6	(10,6)	2,5	(0,5)
8	(14,1)	2,5	(0,5)
10	(17,5)	2,5	(0,5)

2. Die gleiche absolute Detailerkennbarkeit fand sich auch in Reihe 4c für die Vergrößerungsdurchleuchtung bei sonst gleichen Durchleuchtungsbedingungen wie unter 1.
3. Bei Benutzung des 2-mm-Fokus und sonst gleichen Durchleuchtungsbedingungen wie bei 1. (Reihe 4a und b) zeigt sich die schlechtere Detailerkennbarkeit auch an den absoluten Werten durch Abweichung folgender unterer Grenzwerte von den unter 1. genannten ab:

Tabelle 39

Det.-Dicke (LDU)		Ø (Schlitzbreite)	
(mm)	(%)	(mm)	
4	(7,2)	7,5	(1,7)
6	(10,6)	3,5	(0,8)

4. Die gleiche absolute Detailerkennbarkeit wurde bei sonst gleichen Durchleuchtungsbedingungen wie unter 3. auch für die Durchleuchtung ohne Streustrahlenblende (Reihe 4d und Reihe 4a, Heliophos Super) festgestellt.
5. Bei Verringerung der Stromstärke auf 0,5 mA und sonst gleichen Durchleuchtungsbedingungen wie bei 3. ergaben sich folgende Abweichungen von den unter 1. genannten und unter 3. abgeänderten unteren Grenzwerten der Detaildimensionen:

Tabelle 39a

Det.-Dicke (LDU)		$\varnothing$ (Schlitzbreite)	
(mm)	(%)	(mm)	
8	(14,1)	3,5	(0,8)
10	(17,5)	3,5	(0,8)

6. Bei Verringerung der Spannung und sonst gleichen Bedingungen wie bei 3. änderten sich folgende unteren Grenzwerte gegenüber 3.:

Tabelle 39b

kV	Det.-Dicke (LDU)		$\varnothing$ (Schlitzbreite)	
	(mm)	(%)	(mm)	
80	8	(14,1)	3,5	(0,8)
70	8	(14,1)	3,5	(0,8)
	10	(17,5)	3,5	(0,8)

7. Bei 80 kV und Verringerung der Stromstärke auf 0,2 mA sowie sonst gleichen Bedingungen wie bei 3. verschlechterte sich die Detailerkennbarkeit gegenüber 6., 80 kV, mit folgenden unteren Grenzwerten:

Tabelle 39c

Det.-Dicke (LDU)		$\varnothing$ (Schlitzbreite)	
(mm)	(%)	(mm)	
2	(3,8)	11	(2,0)
6	(10,6)	5	(1,0)
10	(17,5)	3,5	(0,8)

8. Bei 60 kV, 2 mm Al-Gl.-Wert Gesamtfilterung und 1 mA sowie sonst gleichen Bedingungen wie bei 3., also den optimalen Bedingungen bei Benutzung eines größeren Brennflecks, ergaben sich gegenüber 3. folgende Verschiebungen der unteren Grenzwerte für die Dimensionen sicher erkennbarer Details:

Tabelle 40

Det.-Dicke (LDU)		Ø (Schlitzbreite)		
(mm)	(%)		(mm)	
2	(3,8)	7,5	(1,7)	(günstiger als bei 3.)
8	(14,1)	3,5	(0,8)	(ungünstiger als bei 3.)

9. Bei gleichen Versuchsbedingungen unterschied sich die absolute Detailerkennbarkeit für andere Typen elektronenoptischer Bildverstärker nicht von den am Philips-Bildverstärker ermittelten Werten.

Ergebnis:

Die absolute Detailerkennbarkeit für LANDOLTSche Ringe aus Plexiglas in einem thoraxäquivalenten Phantom ist für die Durchleuchtung mit Bildverstärker ebenso wie die relative Detailerkennbarkeit bei 90/6/1,0 und Benutzung eines Feinstfokus von 0,3 mm Kantenlänge am größten. Nur bei 60 kV, 2 mm Al Gesamtfiltration und 1 mA tritt für den 2-mm-Fokus gegenüber 90/6/1,0 keine Verschlechterung, sondern lediglich eine gewisse Verschiebung zu Gunsten der größeren kontrastarmen und zu Ungunsten der sehr kleinen, relativ kontrastreichen Details ein. Bei der Bildverstärker-Durchleuchtung läßt sich ein erheblicher Teil der jeweiligen Unterschiede in der Detailerkennbarkeit, die sich in der durchschnittlichen Wahrnehmungswahrscheinlichkeit für Detailgruppen ausprägen, auch durch Abweichungen in den unteren Grenzwerten der Dimensionen sicher erkannter Details nachweisen. Die absolute Detailerkennbarkeit stellt also für die Durchleuchtung am Bildverstärker im Gegensatz zu der Durchleuchtung mit gewöhnlichem Leuchtschirm ein brauchbares Maß bei vergleichenden Untersuchungen dar.

f) Erkennbarkeit kugelförmiger Details aus Plexiglas

Mit dem Kugelphantom 3) wurde am Philips-Röntgen-Bildverstärker in gleicher Art wie in Untersuchungsreihe 3m bei schirmnaher Detailanordnung die Detailerkennbarkeit für kugelförmige Details aus Plexiglas geprüft (Tabelle 41, Mittelwerte aus den Ergebnissen von 5 Beobachtern berechnet).

Sonstige Untersuchungsbedingungen:

Apparat: Tridoros 3

Spannung, Filterung, Stromstärke: Siehe Tabelle 46

Röhre: P 125/2/50 ö, 2-mm-Fokus

Streustrahlenblende: Feinstraster 7 : 1.

Plexiglaskugeln mit einem Durchmesser von mindestens 5 mm sind mit einer Wahrnehmungswahrscheinlichkeit von mehr als 80 % erkennbar. Die Differenz der Wahrnehmungswahrscheinlichkeit zwischen Kugeln von 5 und 4 mm Durchmesser ist hinreichend statistisch zu sichern. Das Verhältnis der relativen Detailerkennbarkeit bei verschiedenen Strahlenqualitäten ist etwa das gleiche wie beim Ringphantom 1): bei 90/6/1,0 werden 46,3 % und bei 60/2/1,0 werden 45 % der Plexiglaskugeln von 2–5 mm Durchmesser erkannt. Durch Verminderung der Stromstärke von 1,0 auf 0,5 mA wird die Erkennbarkeit der Plexiglaskugeln bei beiden benutzten Strahlenqualitäten nicht weiter verschlechtert.

Orientierende Untersuchungen an einem Bildverstärker der Siemens-Reiniger-Werke A. G., Erlangen, ergaben für 90/6/1,0 bereits ein sicheres Erkennen der Kugeln mit 4 mm $\varnothing$.

Tabelle 41

Erkennbarkeit von Plexiglaskugeln verschiedener Durchmesser bei Durchleuchtung mit Bildverstärker

kV	Ges.- Filt. mm Al	mA	Kugel- Durchm. mm	Wahrn.- Wahrsch. %	$\sigma\%$	$\sigma_D\%$	P
90	6	1,0	2	10,0	22,4	17,0	< 0,01 > 0,001
			3	40,0	38,0		
			4	35,0	38,0		
			5	100,0	0		
			6	100,0	0		
		0,5	2	15,0	22,4	15,8	< 0,02 > 0,01
			3	30,0	32,6		
			4	50,0	35,4		
			5	100,0	0		
			6	100,0	0		
60	2	1,0	2	10,0	13,7	24,5	< 0,05 > 0,02
			3	30,0	32,6		
			4	40,0	54,8		
			5	100,0	0		
			6	100,0	0		
		0,5	2	25,0	30,6	21,2	< 0,05 > 0,02
			3	40,0	28,5		
			4	40,0	45,4		
			5	90,0	13,7		
			6	100,0	0		

Ergebnis:

Bei Durchleuchtung mit einem elektronenoptischen Bildverstärker werden bei 90/6/1,0 und 60 kV, 2 mm Al Gesamtfilterung, 1 mA Plexiglaskugeln mit einem Durchmesser von 5 mm, die schirmnah an einem thoraxäquivalenten Streukörper angebracht sind, sicher erkannt. Bei einer Verringerung der Stromstärke auf 0,5 mA sinkt die Erkennbarkeit nicht weiter ab. Die Kugeln verhalten sich in dieser Beziehung also ähnlich wie die besonders kontrast-armen LANDOLTSchen Ringe.

g) Erkennbarkeit von Details mit flachem Kontrastgradienten

Mit dem Kegelphantom wurden am Philips-Röntgen-Bildverstärker in gleicher Art wie in Untersuchungsreihe 3n bei schirmnaher Detailanordnung kegelförmige Details aus Plexiglas unter den gleichen Untersuchungsbedingungen wie in Untersuchungsreihe 4f überprüft.

In Tabelle 42 wird angegeben, wie oft jedes Einzeldetail unter 10 Beobachtungen erkannt wurde, und welche durchschnittliche Wahrnehmungswahr-

scheinlichkeit für die Details jeder Gruppe bei Bildung der Mittelwerte aus den Beobachtungsergebnissen von 5 Versuchspersonen feststellbar war.

Tabelle 42

Erkennbarkeit von Plexiglaskegeln verschiedener Form und Größe am Bildverstärker

a) Kegel mit konstanter Höhe

$h = 3 \text{ mm}$

$2r =$	von 10 Beobachtungen x-mal erkannt			
	60 kV, 2 mm Al		90 kV, 6 mm Al	
	0,5 mA	1,0 mA	0,5 mA	1,0 mA
2,5	0	2	2	1
5	3	4	3	3
10	6	7	8	8
15	5	6	8	8
22,5	7	7	8	10
30	0	0	6	3

b) abgestumpfte Kegel mit konstanter Höhe $h = 4 \text{ mm}$
und konstantem oberem Durchmesser

$2r_1 = 4 \text{ mm}$

$2r =$	von 10 Beobachtungen x-mal erkannt			
	60 kV, 2 mm Al		90 kV, 6 mm Al	
	0,5 mA	1,0 mA	0,5 mA	1,0 mA
6	6	8	8	9
9	9	6	8	9
12	7	7	7	8
15	6	6	8	6
18	7	8	9	9

c) Kegel mit konstantem Durchmesser

$2r = 10 \text{ mm}$

$h =$	von 10 Beobachtungen x-mal erkannt			
	60 kV, 2 mm Al		90 kV, 6 mm Al	
	0,5 mA	1,0 mA	0,5 mA	1,0 mA
2	5	8	9	9
4	6	7	8	8
6	10	9	8	9

Detailgruppe	Detailerkennbarkeit % bei			
	60 kV, 2 mm Al		90 kV, 6 mm Al	
	0,5 mA	1,0 mA	0,5 mA	1,0 mA
a)	35	43,4	58,4	55
$\sigma \%$	19,9	24,6	26,4	7,47
b)	70	70	80	82
$\sigma \%$	15,4	18,7	18,7	13,1
c)	70	80	83,3	86,7
$\sigma \%$	14	21,8	20,4	7,45

In Gruppe a) ist die Erkennbarkeit der Kegel mittleren Durchmessers relativ am besten, jedoch werden überhaupt nur bei 90 kV, 6 mm Al einige der Kegel sicher erkannt. Mit flacher werdendem Kontrastgradienten sinkt in dieser Gruppe die Detailerkennbarkeit unabhängig von der Volumenvergrößerung der Details ab. Wie in Untersuchungsreihe 4f führt die Verminderung der Stromstärke von 1,0 auf 0,5 mA bei 90 kV, 6 mm Al, nicht zu einer Verminderung der Detailerkennbarkeit, während für die Kegel bei 60 kV, 2 mm Al, eine geringe, statistisch nicht zu sichernde Verschlechterung der Detailerkennbarkeit mit der Herabsetzung der Stromstärke nachweisbar ist. Bei der härteren Strahlung ist die Detailerkennbarkeit, wohl infolge der größeren Leuchtdichte, etwas besser als bei der weicheren.

In Gruppe b) werden bei 90 kV, 6 mm Al alle Details leidlich sicher erkannt. Änderungen der Spannung und Stromstärke wirken sich hier ähnlich wie in Gruppe a) aus. Eine eindeutige Abhängigkeit der Detailerkennbarkeit vom Detailvolumen ist in Gruppe b) nicht nachweisbar.

In Gruppe c) ist nur bei 60 kV, 2 mm Al, 0,5 mA, eine Abhängigkeit der Erkennbarkeit von Höhe bzw. Volumen der Details feststellbar. Im übrigen gilt für Gruppe c) das gleiche wie für Gruppe b).

Die orientierenden Untersuchungen am SRW-Bildverstärker führten praktisch zu den gleichen Ergebnissen.

Ergebnis:

Plexiglasdetails in Kegelform werden mit dem Bildverstärker in schirmnaher Anordnung von einem thoraxäquivalenten Streukörper etwas schlechter als LANDOLTSche Ringe gleichen Durchmessers und gleicher Dicke erkannt. Nur bei ganz besonders flachen Kontrastgradienten ist eine Änderung der Detailerkennbarkeit mit dem Neigungswinkel des Kontrastgradienten feststellbar. Die Detailerkennbarkeit bei 90, 6, 1,0 ist für alle untersuchten Kegel besser als bei 60 kV, 2 mm Al, 1,0 mA. Eine Herabsetzung der Stromstärke von 1,0 auf 0,5 mA bei 70 cm Fokus-Schirm-Abstand verschlechtert die Erkennbarkeit der Kegel bei genügender Leuchtdichte nicht, bei herabgesetzter Leuchtdichte nur geringfügig.

5. Vergleichende Betrachtungen über Detailerkennbarkeit und Dosis bei Thoraxdurchleuchtungen mit und ohne Bildverstärker

Der vergleichenden Betrachtung werden die für die Thoraxdurchleuchtung ermittelten optimalen Durchleuchtungsbedingungen bei Untersuchungen mit Zink-Cadmium-Sulfid-Leuchtschirmen und mit elektronenoptischem Bildverstärker zugrundegelegt:

1) Durchleuchtung mit Zink-Cadmium-Sulfid-Leuchtschirmen:

Apparat: Stabiliphos und Tridoros 3

Spannung: 90 kV

Gesamtfilterung: 6 mm Al Gleichwert

Stromstärke: 1,0 mA

Brennfleckgröße: 2 mm Kantenlänge

Feldgröße: 10 mal 10 cm, gemessen am Schirm

Fokus-Schirmabstand: 70 cm

Objekt-Schirmabstand: 10 cm

Streustrahlenblende: Feinstraster 7 : 1

Leuchtschirm: Hersteller A, Belegungsstärke 100 mg/cm².

Diese Durchleuchtungsbedingungen ergeben bei Durchleuchtung ohne Bildverstärker die beste absolute Detailerkennbarkeit. Die relative Detailerkennbarkeit für das gesamte Ringphantom 1) läßt sich allerdings durch verschiedene Maßnahmen noch weiter heben:

- a) Erhöhung des ZnS-Anteils im Leuchtstoff von 58 % (handelsübl. Schirme) auf 62,5 %:

Verbesserung der Detailerkennbarkeit um den Faktor	1,05
--	------

- b) Durchleuchtung ohne Streustrahlenblende (nur bei kleinem Feld!):

Verbesserung der Detailerkennbarkeit um den Faktor	1,08
--	------

- c) Nachvergrößerung des Durchleuchtungsbildes mit 2fach vergrößernder Lupe:

Verbesserung der Detailerkennbarkeit um den Faktor	1,04
--	------

- d) Vergrößerungsdurchleuchtung mit Feinstfokus und ohne Blende:

Verbesserung der Detailerkennbarkeit um den Faktor	1,25.
--	-------

Um diese Verbesserungen bei der vergleichenden Betrachtung der durchschnittlichen Wahrnehmungswahrscheinlichkeit für das Ringphantom nicht zu vernachlässigen, haben wir das Produkt aus den Verbesserungsfaktoren bei a), b) und c) mit 1,18 sowie aus den Faktoren bei a) und d) mit 1,315 berechnet und ergänzen die Angaben über die relative Detailerkennbarkeit bei den anfangs genannten günstigsten Durchleuchtungsbedingungen durch 2 weitere Prozentzahlen, die um den errechneten Faktor erhöht sind.

2) Durchleuchtung mit elektronenoptischem Bildverstärker:

- a) Apparat: Tridoros 3

Spannung: 90 kV

Gesamtfilterung: 6 mm Al-Gleichwert

Stromstärke: 1,0 mA

Brennfleckgröße: 0,3 mm

Feldgröße: 10 mal 10 cm, gemessen am Ort des Schirmes

Fokus-Schirm-Abstand: 70 cm

Objekt-Schirm-Abstand: 10 cm

Streustrahlenblende: Feinstraster 7 : 1

Abbildungssystem: Philips-Röntgen-Bildverstärker mit Müller-Periskop-Optik.

- b) wie a), jedoch Spannung: 60 kV. Gesamtfilterung: 2 mm Al-Gleichwert

Mit diesen Durchleuchtungsbedingungen wird am Bildverstärker sowohl die beste absolute als auch die beste relative Detailerkennbarkeit erreicht.

A. Dosisverhältnisse bei optimalen Durchleuchtungsbedingungen

Tabelle 43

Abbildungs- system	Dosisleistung bei 36 cm FHA		Gesamt- volumendosis		Gonadendosis		Gesamtbelast. in $\frac{\theta}{\infty}$ nat. Belast. $\frac{\theta}{\infty}$ nat. Belast.	
	r/min	%	rl	%	mr/min	%		%
1) Schirm	2,0	100	0,35	100	0,083	100	0,717	100
2) Bildverstärker								
a) 90/6/1,0	2,0	100	0,35	100	0,083	100	0,717	100
b) 60/2/1,0	3,0	150	0,23	66	0,02	24	0,44	61

B. Erkennbarkeit scharf begrenzter Details (Ringphantom)

Tabelle 44

Vergleich der relativen Detailerkennbarkeit bei Durchleuchtung
ohne und mit Bildverstärker

Abbild.-System	DE %	P
1) Schirm	41,3	< 0,001
2) Bildverstärker a)	88,0	
1) Schirm m. Verb. a), b), c) ca.	50,0	< 0,01 > 0,001
2) Bildverstärker a)	88,0	
1) Schirm m. Verb. a) und d) ca.	55,0	< 0,01 > 0,001
2) Bildverstärker a)	88,0	

Tabelle 45

Vergleich der absoluten Detailerkennbarkeit bei Durchleuchtung
ohne und mit Bildverstärker

Det.-Dicke (LDU)		erkannter Det.-Ø (Schlitzbreite) in mm bei Durchleuchtung mit	
		1) Schirm	2) Bildverstärker
2 (3,8)		—	11,0 (2,0)
4 (7,2)		7,5 (1,7)	3,5 (0,8)
6 (10,6)		7,5 (1,7)	2,5 (0,5)
8 (14,1)		5,0 (1,0)	2,5 (0,5)
10 (17,5)		5,0 (1,0)	2,5 (0,5)

C. Erkennbarkeit unscharf begrenzter Details

(Bei Durchleuchtung mit gewöhnlichem Schirm: 90/6/1,5.)

I. Kugelförmige Details aus Plexiglas (Kugelphantom 3).

Tabelle 46

Abbild.-System	rel. DE %	$\sigma\%$	$\sigma_D\%$	P	abs. DE Kugel- $\varnothing$ mm
1) Schirm	70,0	9,28	9,9	$< 0,05 > 0,02$	4
2) Bildverstärk. a)	46,3	20,1			5

II. Kegelförmige Details aus Plexiglas (Kegelphantom 5).

Tabelle 47

a) Kegel mit konstanter Höhe $h = 4$ mm und $\varnothing$ von 2,5 bis 30 mm.

Abbild.-System	rel. DE %	$\sigma\%$	$\sigma_D\%$	P	abs. DE, $2r$ x mm erkannt
1) Schirm	68,3	17,1	8,34	$< 0,2 > 0,1$	10; 15; 22
2) Bildverstärk. a)	55	7,47			

b) abgestumpfte Kegel mit konstanter Höhe $h = 4$ mm,
konstantem oberem $\varnothing 2r_1 = 4$ mm und verschiedenem $\varnothing$
der Grundfläche $2r = 6$ bis 18 mm.

Abbild.-System	rel. DE %	$\sigma\%$	$\sigma_D\%$	P	abs. DE, rich- tig erkannt
1) Schirm	98,0	4,47	6,16	$< 0,05 > 0,02$	alle Kegel b)
2) Bildverstärk. a)	82,0	13,05			

c) Kegel mit konstantem Durchmesser $2r = 10$ mm
und verschiedener Höhe $h = 2$ bis 6 mm.

Abbild.-System	rel. DE %	$\sigma\%$	$\sigma_D\%$	P	abs. DE, rich- tig erkannt
1) Schirm	90,0	9,15	5,28	$< 0,6 > 0,5$	alle Kegel c)
2) Bildverstärk. a)	86,7	7,45			

D. Detailerkennbarkeit bei Röntgenaufnahmen

Bei Aufnahmen mit folgenden Aufnahmebedingungen:

1. 55 kV, 200 cm FFA, 38 mAs, ohne Blende, Rubinfolien (feinz.), Hautdosis 0,05 r
 2. 150 kV, 200 cm FFA, 3 mAs, Feinstraster 7 : 1, Rubinfolien (feinz.), Hautdosis 0,01 r
- werden alle Details der Phantome 1), 3) und 5) regelmäßig sicher erkannt (Abb. 27 bis 30).



Abb. 27. Röntgenaufnahme des Ringphantoms 1) bei schirmnaher Detailanordnung, 55 kV, 2 mm Al-Gl.-Wert Gesamtfilterung, 38 mAs, 200 cm Fokus-Film-Abstand, ohne Blende.



Abb. 28. Röntgenaufnahme des Ringphantoms 1) bei schirmnaher Detailanordnung, 150 kV, 2 mm Al-Gl.-Wert Gesamtfilterung, 3 mAs, 200 cm Fokus-Film-Abstand, ohne Blende.

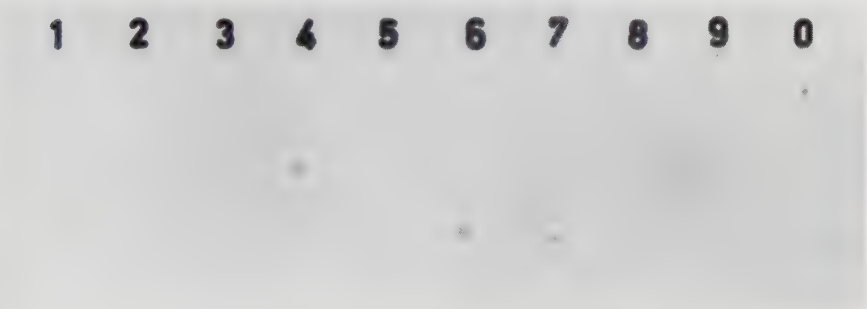


Abb. 29. Röntgenaufnahme des Kugelphantoms 3) bei schirmnaher Detailanordnung, 55 kV, 2 mm Al-Gl.-Wert Gesamtfilterung, 38 mAs, 200 cm Fokus-Film-Abstand, ohne Blende.

Kugeln befinden sich: in der oberen Reihe bei 2, 5, 8, 0,
in der mittleren Reihe bei 1, 4, 6,
in der unteren Reihe bei 3, 6, 7.

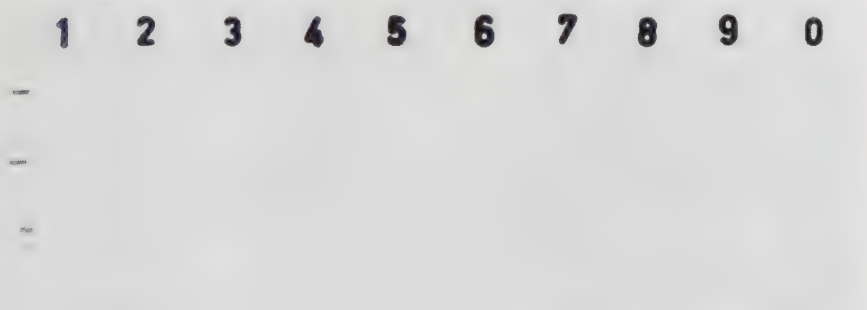


Abb. 30. Röntgenaufnahme des Kegelphantoms 5) bei schirmnaher Detailanordnung, 55 kV, 2 mm Al-Gl.-Wert Gesamtfilterung, 28 mAs, 200 cm Fokus-Film-Abstand, ohne Blende.

Kegel befinden sich: in der oberen Reihe bei 3, 5, 6, 7, 8, 9, 0,
in der mittleren Reihe bei 4, 7, 0,
in der unteren Reihe bei 1, 3, 7.

Ergebnis:

Die relative und absolute Detailerkennbarkeit für scharf begrenzte Details in Form von LANDOLTSchen Ringen ist bei Durchleuchtung mit einem 1000fach verstärkenden elektronenoptischen Bildverstärker eindeutig besser als bei Durchleuchtung mit einem Zink-Cadmium-Sulfid-Leuchtschirm. Unscharf begrenzte Details in Form von Kugeln und Kegeln lassen sich dagegen mit dem Bildverstärker in statistisch zu sicherndem Ausmaß schlechter als mit gewöhnlichen Leuchtschirmen erkennen. Die Detailerkennbarkeit auf Großaufnahmen ist in jedem Fall besser als die bei der Durchleuchtung mit Bildverstärker.

Bei den optimalen Durchleuchtungsbedingungen mit Bildverstärker wird gegenüber den optimalen Durchleuchtungsbedingungen mit Zink-Cadmium-Sulfid-Leuchtschirm bei der Thoraxdurchleuchtung keine Dosis eingespart, wenn man die mögliche Verbesserung der Detailerkennbarkeit auch durch Benutzung eines möglichst kleinen Brennflecks voll ausnutzen will. Beschränkt man sich ohne und mit Bildverstärker auf die Benutzung größerer Brennflecke, so kann man die Gesamtbelastung des Patienten durch Benutzung des Bildverstärkers um knapp 40% herabsetzen.

V. Phantomuntersuchungen anderer Autoren über die Durchleuchtung

Die Zahl der Autoren, die über Phantomuntersuchungen bei der Durchleuchtung berichtet haben, ist im Verhältnis zu der Wichtigkeit des Themas recht klein. Im Folgenden sind die Ergebnisse anderer Phantomuntersuchungen, nach Autoren und Forschergruppen geordnet, zusammengestellt, soweit die Erkenntnisse tatsächlich bei der Röntgendurchleuchtung gewonnen wurden.

Es gibt außerdem eine ganze Reihe mehr theoretischer Arbeiten, bei denen die Untersuchungen zwar in dem gleichen Leuchtdichteniveau wie bei der Durchleuchtung, nicht aber tatsächlich am Röntgengerät erfolgten. Soweit Ergebnisse dieser Arbeiten im Zusammenhang mit unseren Untersuchungen von Bedeutung sind, werden sie ebenfalls erwähnt.

Da bei der Problemstellung unserer Untersuchungen die Wahl der Durchleuchtungsbedingungen eine besondere Rolle spielt, werden die Untersuchungen der anderen Autoren besonders unter dem Gesichtspunkt betrachtet, ob die Durchleuchtungsbedingungen exakt definiert (siehe Tabelle 48 am Schluß der Zusammenstellung, mit gleicher Numerierung) und die Wahl der benutzten Durchleuchtungsbedingungen näher begründet wurde. Die Patientendosis ist nur von wenigen Autoren als Einfallsdosis und von keinem als Volumen- oder Gonadendosis genannt worden, so daß auf eine Erwähnung dieses Punktes bei der folgenden Zusammenstellung verzichtet werden konnte.

1. STUMPF [187]:

Untersuchungszweck: Einfluß der physiologisch-optischen Verhältnisse bei der Durchleuchtung

Begründung für die Wahl der Durchleuchtungsbedingungen: „normale Durchleuchtung“

Streukörper: 10 cm Wasser

Details: Deckgläschen steigender Dicke

Messungen der Schirmhelligkeit:

0,01–0,03 Lx bei der Lungendurchleuchtung

0,002 Lx bei der Magendurchleuchtung

Zahl der Versuchspersonen: nicht genannt

Auswertungsmethode: nicht genannt

Ergebnisse: Bei 0,01 Lx sind nur Lungenherde mit einem Durchmesser von mehr als 6 mm sichtbar, die Lungenstruktur ist unsichtbar. Es ist notwendig, die Helligkeit des Leuchtschirmbildes zu steigern.

2. WITTE [265]:

Benutzt ein auf den Leuchtschirm aufgelegtes Strichraster, also kein eigentliches Durchleuchtungsphantom, und untersucht die Abhängigkeit der Schärfe von der Leuchtdichte des Schirmes sowie von der Dosis am Schirm. Weitere Durchleuchtungsbedingungen, die Einfluß auf Schärfe und Kontrast haben, sind entsprechend dem Charakter des Phantoms nicht berücksichtigt.

Ergebnisse: Kurvenmäßige Darstellung der Abhängigkeit der Trennschärfe von der Leuchtdichte.

3. DE FINE LICHT [338, 339]:

Legt schwarze SNEELLENSche Testobjekte auf den Leuchtschirm auf, benutzt also ebenfalls kein eigentliches Durchleuchtungsphantom. Prüft allerdings erkennbare Leuchtdichteunterschiede mit Aluminiumtreppe.

Untersuchungszweck: Prüfung der Sehschärfe bei der Durchleuchtung

Begründung für die Wahl der Durchleuchtungsbedingungen: keine

Zahl der Versuchspersonen: nicht genannt

Auswertungsmethode: Angabe der Sehschärfe und der erkennbaren Helligkeitsunterschiede

Ergebnisse: Die Sehschärfe beträgt bei der Thoraxdurchleuchtung 1/15–1/20. Objekte von mehr als 1 qmm Fläche müßten also bei der Thoraxdurchleuchtung sichtbar sein, wenn der Kontrast genügend groß ist. Bei der Lungendurchleuchtung können halb so große Helligkeitsunterschiede wie bei der Magendurchleuchtung erkannt werden.

4. KLUG [35]:

Untersuchungszweck: Vergleich verschiedener Leuchtschirme aus Willemit und Zink-Cadmium-Sulfid

Begründung für die Wahl der Durchleuchtungsbedingungen: keine

Streukörper: offenbar nicht benutzt

Details:

Helligkeitsdetails: Ziffern aus Aluminium verschiedener Dicke

Schärfedetails: Drahtnetz

Zahl der Versuchspersonen: nicht genannt

Auswertungsmethode: nicht genannt

Ergebnisse: Die Unterschiedsschwelle, gemessen in mm Al, ist bei Zink-Cadmium-Sulfid-Schirmen in der Regel (wegen größerer Helligkeit?) rund $\frac{1}{2}$ so groß wie bei Willemit-Schirmen. Bei allen untersuchten Schirmen waren Drahtnetze mit einer Maschenweite von 0,28 mm und einer Drahtstärke von 0,15 mm erkennbar.

5. SCHOPPER [367]:

Untersuchungszweck: Beurteilung der Detailerkennbarkeit bei der Durchleuchtung als Grundlage für einen Vergleich mit Schirmbildaufnahmen

Begründung für die Wahl der Durchleuchtungsbedingungen: „Heute übliche Arbeitsdaten“

Streukörper: 1. Für Beurteilung der Unterschiedsempfindlichkeit: Bakelitreppe mit 2 cm breiten Stufen von 1–15 cm Dicke. 2. Für Beurteilung der Sehschärfe: Bakelitblock von 6 cm Dicke

Details:

1. Bakelitplättchen von 1 cm $\varnothing$ und 0,4–5 mm Dicke, schirlnah und -fern angeordnet

2. 1 cm tiefe Bohrungen von 0,4–5 mm $\varnothing$.

Zahl der Versuchspersonen, Auswertungsmethode: nicht genannt

Ergebnisse: Hinter einem Streukörper von 8 cm Bakelit sind 3,2 mm dicke Bakelitplättchen von 1 cm $\varnothing$ sichtbar. 1 cm tiefe Bohrungen in 6 cm Bakelit sind ab 2 mm $\varnothing$ erkennbar.

6. v. ROSEN [358]:

Untersuchungszweck: Prüfung des Wertes der Durchleuchtung in der Diagnostik der Lungentuberkulose

Begründung für die Wahl der Durchleuchtungsbedingungen: elektrische Werte, die Dauerbetrieb der Röhre gestatten

Streukörper: Dreikantiges Wasserphantom, schirlnahe Seite parallel zum Schirm, Dicken von 4–12 cm untersucht

Details: 2 schirlnah angebrachte Objekttafeln mit Aluminiumtestobjekten.

Tafel I: verschieden geformte Plättchen von 2 mal 2 bis 8 mal 8 mm Oberfläche und 0,5 mm Dicke

Tafel II: quadratische Plättchen von 6 mal 6 mm Oberfläche und 0,1 bis 0,5 mm Dicke

Für Spezialzwecke wurde weiterhin noch ein Phantom aus Zweigen benutzt.

Zahl der Versuchspersonen: 26 Versuchspersonen im Alter von 25–38 J., nur z. T. Röntgenologen, sonst Studenten. 5 Versuchspersonen mit über 54 J., meist Ärzte.

Auswertungsmethode: Die gesehenen Objekte werden von den Versuchspersonen orthodiagraphisch markiert, die Detailform wird dem Versuchsleiter angesagt. Gewertet wird für jede einzelne Versuchsperson die Gesamtzahl der erkannten Details. Außerdem wird im Durchschnitt der 26 jüngeren Beobachter die Größe und der Kontrast der erkannten Details genannt.

Ergebnisse: Im Durchschnitt der 26 jüngeren Beobachter wurden erkannt:

bei 1/100 Lx: 5 mal 5 mm große Objekte mit 10 % Kontrast

bei 5/100 Lx: 2 mal 2 mm große Objekte mit 12 % Kontrast

Von 20 Beobachtern wurden hinter 6 cm Wasser folgende Zweige erkannt:

4 mm $\varnothing$ von allen Versuchspersonen

3 mm $\varnothing$ von 14 Versuchspersonen

2 mm $\varnothing$ von 7 Versuchspersonen

1,5 mm $\varnothing$ von 4 Versuchspersonen.

7. AXÉN [385]:

Untersuchungszweck: Vergleich der Detailerkennbarkeit bei Durchleuchtung und verschiedenen Aufnahmemethoden

Begründung für die Wahl der Durchleuchtungsbedingungen: „individuelle Wünsche der Versuchspersonen“

Streukörper: 7,2 cm Trolitax

Details: quadratische Trolitaxplättchen von 2 mal 2 bis 5 mal 5 mm Größe und 1–5 mm Dicke, quadratische Aluminiumplättchen von 2 mal 2 bis 5 mal 5 mm Größe und 0,15–3,0 mm Dicke.

Zahl der Versuchspersonen: 10 röntgenologisch tätige Ärzte

Auswertungsmethode: Die erkannten Details werden auf dem Leuchtschirm mit Fettstift markiert.

Ergebnisse: Die Ergebnisse stellen Mittelwerte aus den Beobachtungen von 10 Untersuchern dar.

Aluminiumobjekte: durchschn. 10,6 von 24 Obj. erkannt, Streuung von 8 bis 15 Objekten, mindestens 1 mm Dicke und 2 mm Kantenlänge. Trolitaxobjekte: durchschn. 5,5 von 16 Objekten erkannt, Streuung von 3–9 Objekten, mindestens 2 mm Kantenlänge bei 5 mm Dicke oder 5 mm Kantenlänge bei 3 mm Dicke.

8. CHAMBERLAIN [309]:

Durchleuchtungsbedingungen: im Zusammenhang mit den Phantomuntersuchungen nicht genannt

Streukörper: 10 cm pressdwood

Details: 7 Bohrungen von 6,7 mm Tiefe und 1,5 bis 10 mm $\varnothing$, 7 Zylinder mit den gleichen Maßen wie die Bohrungen.

Ergebnisse: nicht genannt.

9. CHANTRAINE [314]:

Durchleuchtungsbedingungen: Es wurden verschiedene Spannungen, Stromstärken, Abstandsbedingungen, Brennfleckgrößen, Filterungen und Leuchtschirmfarben sowie der Einfluß von Streustrahlenblenden untersucht.

Untersuchungszweck und Begründung für die Wahl der Untersuchungsbedingungen: Prüfung des Einflusses der oben genannten Faktoren auf das Durchleuchtungsbild.

Streukörper: Patient bei Thoraxdurchleuchtung.

Details: Kugeln aus Wachs oder Paraffin und Zucker mit der Dichte 1, Durchmesser von 5 bis 8 mm. Aus gleich großen Kügelchen wurden jeweils Buchstaben zusammengesetzt.

Zahl der Versuchspersonen: nicht genannt.

Auswertungsmethode: es wird die richtige Angabe der aus den Kugeln zusammengesetzten Buchstaben, also das Erkennen von Formen, verlangt.

Ergebnisse: Kugeln von 7 mm $\varnothing$ werden durch einen mittleren Thorax noch erkannt. Es ist dem Verfasser nicht gelungen, einen Einfluß der Durchleuchtungsbedingungen auf die Erkennbarkeit der Paraffin-Zucker-Kugeln nachzuweisen. Nur bei einer Vervielfachung der Stromstärke – 12 statt 3 mA! – wurden Kugeln mit einem Durchmesser von 6,5 statt 7 mm erkannt.

10. BURGER und v. DIJK; v. DIJK; BURGER, COMBEE und v. D. TUUK; BURGER; v. ALPHEN, BURGER, OOSTERKAMP, TEVES und TOL; TOL und OOSTERKAMP:

Die Arbeitsgruppe der Philips-Forschungslaboratorien hat unter der Führung von BURGER eine größere Anzahl von Arbeiten über die Detailerkennbarkeit bei der Durchleuchtung veröffentlicht. Ein vollständiges Referat über diese Untersuchungen würde den Rahmen der vorliegenden Übersicht sprengen. Wir beschränken uns deshalb auf die Wiedergabe derjenigen Daten, die im Zusammenhang mit der Aufgabenstellung unserer eigenen Untersuchungen besonders interessieren.

In der folgenden Zusammenstellung sind die Angaben folgender Autoren berücksichtigt:

- a) VAN DIJK [317]
- b) BURGER und VAN DIJK (1936/37) [387, 388]
- c) BURGER und VAN DIJK (1938) [389]
- d) BURGER, COMBEE und v. D. TUUK [390]
- e) BURGER (1949) [391, 392]
- f) VAN ALPHEN, BURGER, OOSTERKAMP, TEVES und TOL [384]
- g) TOL und OOSTERKAMP [406, 399]

Untersuchungszweck: Prüfung des Einflusses verschiedener Faktoren auf die Detailerkennbarkeit bei der Durchleuchtung.

Begründung für die Wahl der Durchleuchtungsbedingungen: v. DIJK [317]: Mindestens 54 kV, 2 mA sind für ein genügend erkennbares Durchleuchtungsbild des Thorax erforderlich.

Andere Autoren: keine, höchstens: „übliche Technik“.

Streukörper: Bei den ersten Untersuchungen wurden entweder eine 6 mm starke Aluminiumplatte oder neun 8 mm starke Pertinaxplatten, die auf 25 cm Phantomtiefe verteilt wurden, benutzt. In den Arbeiten aus der Nachkriegszeit wird von einem Streukörper aus 8 cm „Philite“ gesprochen (Abb. 31).

Details: 225 zylindrische Bohrungen von 1–8 mm Tiefe und 1–8 mm $\varnothing$ in einer Bakelit- oder Philite-Platte (Abb. 31). Die Bohrungen sind nach Größe und Tiefe geordnet verteilt und in den früheren Phantomausführungen arithmetisch, jetzt dagegen logarithmisch abgestuft.

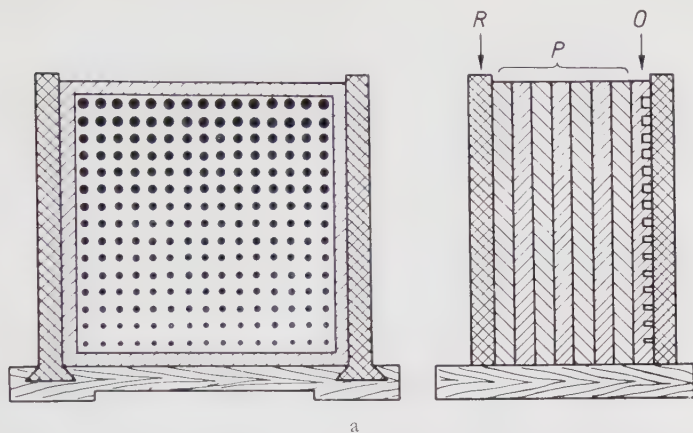


Abb. 31. Lochphantom von BURGER in der 1949 veröffentlichten Form [391]

a) Vorder- und Seitenansicht.

R: Rahmen

O: Objektplatte aus Philite

P: Streukörperplatten

Für das sogenannte „Apperceptionsphantom“ zur Prüfung der Wahrnehmungszeit wurden 3 mal 20 Gruppen von je 2–6 Bohrungen nach einem übersichtlichen Schema in einer Philite-Platte angebracht.

Bei früheren Untersuchungen wurden auch Aluminiumfiguren sowie SNELLENSche Zeichen und Zylinder aus Pertinax in verschiedener Größe und Dicke, außerdem auch Kugeln aus einer Mischung von Pertinax- und Lakritzpulver benutzt.

Zahl der Versuchspersonen: Nur bei wenigen Untersuchungen angegeben. Z. T. Versuche mit nur 1 Versuchsperson. Bei anderen Versuchen werden 4 oder 7 Beobachter genannt.

Auswertungsmethode: Darstellung in Form des sogenannten „Kontrast-Detail-Diagramms“ (Abb. 32 und 33). Nur bei wenigen Versuchen ist angegeben, ob die Meßpunkte im Diagramm Mittelwerte darstellen. Wie die Mittelwerte berechnet wurden, ist ebenso wenig wie die Streuung angegeben. Auch wird nicht mitgeteilt, welche durchschnittliche Wahrnehmungswahrscheinlichkeit als Maßstab für das sichere Erkennen eines Details gewertet wird. In einer Veröffentlichung wird der Versuch gemacht, die prozentuale Wahrnehmungshäufigkeit in einem Diagramm gemeinsam mit den Kontrast- und Durchmesserangaben darzustellen, jedoch wird diese Methode nicht weiter verfolgt.

Ergebnisse: Die wichtigsten Kontrast-Detaildiagramme sind in Abb. 32 und 33 dargestellt.

Weiter sind aus älteren Untersuchungen, bei denen die Kantenlänge des kleinsten erkennbaren Pertinaxkubus als Maßstab benutzt wurde, folgende Ergebnisse bemerkenswert: Die Detailerkennbarkeit steigt mit Erhöhung der Spannung und Stromstärke. Die Detailerkennbarkeit ist bei Verwendung verschiedener (handelsüblicher) Leuchtschirme verschieden groß.

Vergrößerung des Gesichtswinkels durch direkte Röntgenvergrößerung und durch Lupenbetrachtung ist nur bei großen Kontrasten vorteilhaft und führt bei kleinen Kontrasten sogar zu einer Verschlechterung der Erkennbarkeit.

Der Einfluß der Brennfleckgröße auf die Detailerkennbarkeit ist bei großen Unterschieden in der Brennfleck-Kantenlänge (3,8 zu 1,4 mm) spürbar.

Die Blendung bei großem Feld stört die Sehschärfe bei der Lungendurchleuchtung nicht.

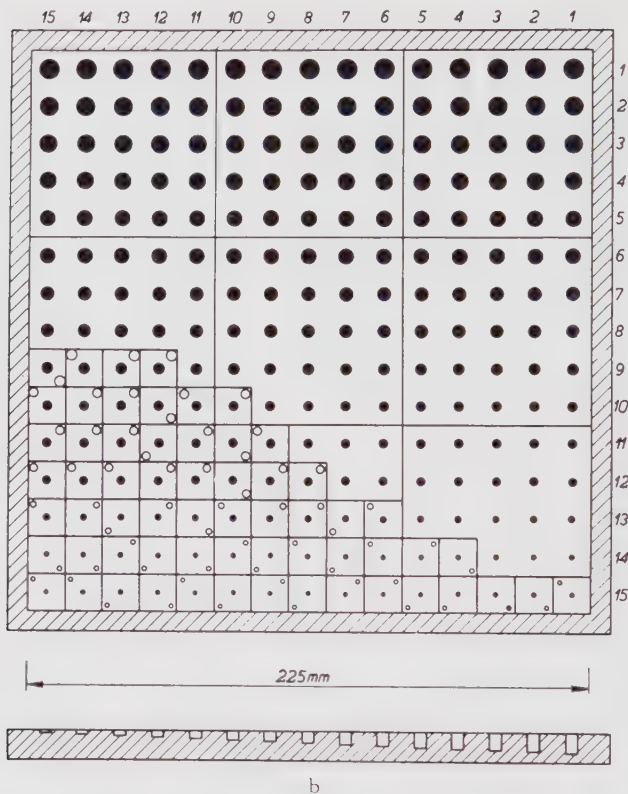


Abb. 31. b) Objektplatte in Aufsicht und Querschnitt

Vertikale Lochreihen: gleiche Tiefe bei verschiedenem Durchmesser,

Horizontale Lochreihen: gleicher Durchmesser bei verschiedenen Tiefen.

Die zusätzlichen gleichgroßen Löcher neben den kleineren Löchern dienen zur besseren Kontrolle der Angaben über die Erkennbarkeit.

Eine bei großem Feld entstehende Verschlechterung der Detailerkennbarkeit ist nur durch die Streustrahlenwirkung zu erklären.

Untersuchungen mit Kugeln und Zylindern:

Zylindrische Bohrungen in einer Pertinaxplatte mit 3 mm Tiefe und $\varnothing$ sind ebensogut wie Würfel aus dem gleichen Material mit 3 mm Kantenlänge zu sehen.

Kugeln und Zylinder aus Pertinax sind ebensogut erkennbar wie Würfel, wenn ihre Durchmesser das 1,2fache der Kantenlänge des Würfels beträgt (Höhe der Zylinder = Durchmesser). Bei 54 kVs und 4 mA sind Pertinax-Lakritz-Kugeln von 4 mm $\varnothing$ erkennbar.

Bewegte Testobjekte werden bei geringerer Leuchtdichte als ruhende erkannt.

Bei 70 kVs und 3 mA ist die Detailerkennbarkeit mit und ohne Lysholmblende etwa gleich. Bei 75 kV und 4 mA ist eine zylindrische Bohrung von 2,7 mm $\varnothing$ und Höhe erkennbar. Unter sonst gleichen Durchleuchtungsbedingungen ist mit dem Bildverstärker bei 65 kV, 1 mA, eine Bohrung von 1,7 mm $\varnothing$ und Höhe noch erkennbar.

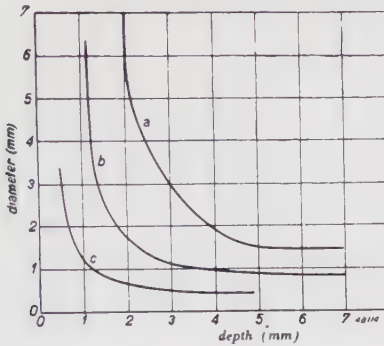


Abb. 32. Kontrast-Detail-Diagramm für normale und vierfach vergrößerte Durchleuchtung nach BURGER, COMBÉE und VAN DER TUUK [390].

- a: Durchleuchtung ohne absichtliche Vergrößerung, 0,4-mm-Fokus, 70 kV, 1,4 mA.
 b: vierfach vergrößerte Durchleuchtung, Daten wie bei a.
 c: Röntgenaufnahme mit optimalen Bedingungen.

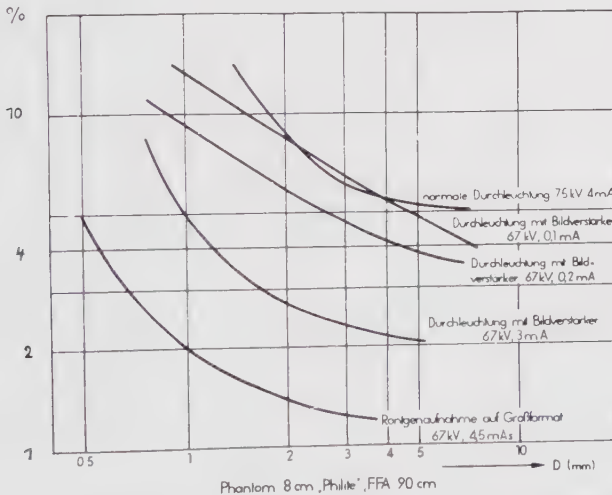


Abb. 33. Kontrast-Detail-Diagramm für Durchleuchtung ohne und mit Bildverstärker nach OOSTERKAMP und TOL [399].

11. MORGAN [349]:

Untersuchungszweck: Vergleich der Detailerkennbarkeit mit 5-mm-Fokus und „fine focus“.
 Begründung für die Wahl der Durchleuchtungsbedingungen: keine.

Streukörper: 10 cm presswood.

Details: „Disks of essentially perfect sharpness“, Material, Größen und Anordnung nicht genannt.

Zahl der Versuchspersonen: nicht genannt.

Auswertungsmethode: Kontrast-Detail-Diagramm.

Ergebnisse: Kleinere kontrastreiche Details werden mit kleinerem Brennfleck besser gesehen.
Für große kontrastarme Details ist kein Unterschied in der Erkennbarkeit zwischen beiden Brennfleckgrößen nachzuweisen.

12. STURM und MORGAN [103]:

Untersuchungszweck: Vergleich der Detailerkennbarkeit bei verschiedenen Untersuchungsmethoden einschl. theoretischer Erörterung der Grenzen der Detailerkennbarkeit bei einem idealen Bildverstärkungssystem.

Begründung für die Wahl der Durchleuchtungsbedingungen: keine.

Streukörper: 10 cm pressdwood.

Details: Ein Film mit zahlreichen scheibenförmigen Feldern verschiedener Größe und Schwärzung wird auf die dem Betrachter zugewandte Seite des Leuchtschirmes gelegt.

Es handelt sich also um kein echtes Durchleuchtungsphantom.

Zahl der Versuchspersonen: nicht genannt.

Auswertungsmethode: Kontrast-Detail-Diagramm.

Ergebnisse: siehe Abb. 34.

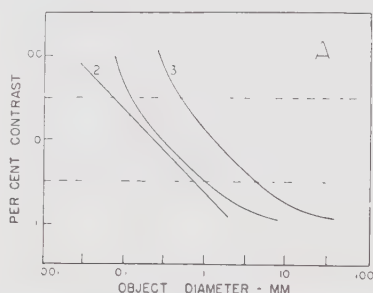


Abb. 34. Kontrast-Detail-Diagramm von STURM und MORGAN [103]. Thoraxäquivalenter Streukörper.

1: Detailerkennbarkeit bei Aufnahmen.

2: theoretisch erreichbare Detailerkennbarkeit am Bildverstärker.

3: Detailerkennbarkeit bei normaler Durchleuchtung.

13. SCHOBER [404]:

Untersuchungszweck: Vergleich der Detailerkennbarkeit bei Durchleuchtung, Schirmbild- und Großaufnahmen.

Begründung für die Wahl der Durchleuchtungsbedingungen: keine.

Streukörper: 80 mm Plexiglas.

Details: 47 drehbare LANDOLTSche Ringe aus Plexiglas und Aluminium, nach Größe und Dicke geordnet.

Zahl der Versuchspersonen: nicht genannt.

Auswertungsmethode: Es wird die Zahl der richtig erkannten Ringschlitze (bei ungleichmäßiger Abstufung der Detailgrößen!) genannt.

Ergebnisse: Bei Durchleuchtung werden ca. 1–5 von den 47 Ringschlitzen des SCHOBERSchen Ringphantoms erkannt (bei Großaufnahmen: 35–40).

14. EVERS und SCHOBER [394]:

Untersuchungszweck: Beurteilung des Einflusses der Brennfleckgröße und des Vergrößerungsfaktors auf die Detailerkennbarkeit.

Begründung für die Wahl der Durchleuchtungsbedingungen: „Wunsch der Versuchspersonen“.

Streukörper: Die meisten Untersuchungen wurden ohne Streukörper durchgeführt. Nur für einen kleinen Teil der Versuche wurde ein 4 cm dicker Philite-Streukörper benutzt.

Details: 10 Strichraster in Rillen einer 4 mm starken Plexiglasplatte. Abstände zwischen den Rillen: 0,3–1,7 mm, Tiefe der Rillen: 0,3 mm. Die Rillen sind ausgefüllt mit

1) Mischung aus Bleiglätte und Glycerin

2) Mischung aus Kupferoxyd und Uhu-Klebstoff.

Zahl der Versuchspersonen: 8 Versuchspersonen, davon 2 Nichtärzte. Nur 4 Versuchspersonen hatten Durchleuchtungserfahrung.

Auswertungsmethode: Die Versuchspersonen geben an, ob sie die einzelnen Strichraster als solche erkennen können. Die Angabe der Detailerkennbarkeit erfolgt in % der Strichraster. Jede Versuchsperson wird einzeln gewertet.

Ergebnisse: Die Erkennbarkeit der benutzten Strichraster ist bei Durchleuchtung mit und ohne Streukörper um so besser, je kleiner der Brennfleck ist. Die kontrastreicherer Bleiraster werden besser als die kontrastärmeren Kupferraster erkannt. Die Differenzen der Ergebnisse zwischen den Versuchspersonen sind groß.

15. FRIK und BUCHHEIM [219]:

Untersuchungszweck: Prüfung der Möglichkeiten zur Herabsetzung der Patientendosis bei der Durchleuchtung.

Begründung für die Wahl der Untersuchungsbedingungen: Angenommene Standarddurchleuchtungsbedingungen, entsprechend den von den Verfassern in der Praxis benutzten Werten, sowie diejenigen Bedingungen, bei denen die Eintrittsdosis ohne Minderung der Detailerkennbarkeit weitestgehend herabgesetzt ist.

Streukörper:

Thoraxdurchleuchtung: 8 cm Plexiglas,

Magendurchleuchtung: 12 cm Plexiglas.

Details:

Thorax: 36 LANDOLTSche Ringe aus Plexiglas, 2–10 mm dick, 0,5–3 mm Schlitzbreite,

Magen: 36 LANDOLTSche Ringe aus Kupfer, 0,02–0,35 mm dick, 0,5–3 mm Schlitzbreite.

Zahl der Versuchspersonen: 4 (in Veröffentlichung nicht genannt).

Auswertungsmethode: Vergleich der Zahl der richtig erkannten Ringe bei den verschiedenen Durchleuchtungsbedingungen.

Ergebnisse: Eintrittsdosis und Detailerkennbarkeit bei Lungendurchleuchtungen:

kV	mA	Ges.-Filt.	Ringzahl	Einfalldosis
55	3	2 mm Al	23,3	10,6 r/min
90	1,5	6 mm Al	23,2	4,0 r/min

Magendurchleuchtungen:

kV	mA	Ges.-Filt.	Ringzahl	Einfalldosis
80	3	2 mm Al	32,2	19,4 r/min
90	2,9	6 mm Al	31,7	7,8 r/min

16. HILTEMANN [334]:

Untersuchungszweck: Prüfung der Detailerkennbarkeit bei der Durchleuchtung mit Leuchtblenden (Springrollo mit Bayer-Leuchtblau-Supra).

Begründung für die Wahl der Durchleuchtungsbedingungen: keine.

Streukörper: keiner.

Details: Schlitz in 2 Aluminiumplatten, die durch Parallelverschiebung der Platten in mehr oder minder großer Breite sichtbar werden.

Zahl der Versuchspersonen: 50.

Auswertungsmethode: Je 6 Messungen mit und ohne Leuchtblende. Die tatsächliche Breite des Schlitzes bei beginnender Sichtbarkeit wird gemessen. Versuch der statistischen Auswertung.

Ergebnisse: Mit Leuchtblenden werden in der Regel schmalere Schlitzte als ohne Umfeldaufhellung erkannt.

17. BERRIDGE und GUEST [386]:

Untersuchungszweck: Prüfung der Detailerkennbarkeit am Bildverstärker bei großem Strahlungscontrast.

Begründung für die Wahl der Durchleuchtungsbedingungen: gewöhnliche Durchleuchtung: „normale Durchleuchtungsbedingungen“.

Durchleuchtung mit Bildverstärker: keine Begründung.

Streukörper: Wassertank aus Perspex, z. T. durch Preßspanplatten verstärkt, Dicken: 13,2; 19,2; 24,5 und 28,2 cm.

Details: An der schirmnahen Seite des Streukörpers:

1) gerade 2,5 cm lange Silberdrähte von 0,08 bis 1,0 mm $\varnothing$.

2) einfache Figuren aus Kupferdraht, $\varnothing$ der Figuren 0,5 und 1,0 cm. Drahtstärke 0,2–0,7 mm.

Zahl der Versuchspersonen: 1 Arzt und 1 Hilfskraft, letztere ohne Durchleuchtungserfahrung. Auswertungsmethode: Von den Silberdrähten werden nur solche als erkannt bezeichnet, die bei 20 Beobachtungen je Versuchsperson ohne Ausnahme richtig gesehen wurden.

Bei den geometrischen Figuren wurde eine richtige Beschreibung der Figur als „richtig erkannt“ bezeichnet.

Ergebnisse: Für Phantomstärke 19,2 cm:

Bildverstärker	Silberdraht $\varnothing$	Drahtstärke der Kupferdrahtfigur mit Durchmesser	
		1,0	0,5
ohne	0,3–0,4	0,4	0,4
mit	0,1–0,2	0,2	0,2

18. JANKER [72]:

Untersuchungszweck: Vergleich von Auflösung und Detailerkennbarkeit bei gewöhnlicher Durchleuchtung, Bildverstärkerdurchleuchtung, Fernsehdurchleuchtung und kombinierter Bildverstärker-Fernseh-Durchleuchtung.

Begründung: für die Wahl der Durchleuchtungsbedingungen: gewöhnliche Durchleuchtung: üblicherweise für die Lungendurchleuchtung benutzte Bedingungen, Fernsehdurchleuchtung: „benötigte“ Bedingungen.

Streukörper: Prüfung der Auflösung: z. T. keiner, z. T. 8 cm Plexiglas.

Prüfung der Detailerkennbarkeit: flaches Stück Bocolloschwamm (nicht schattengebender Kunststoff).

Details: Prüfung der Auflösung: Drahtphantom, jeweils 4 im Abstand der Dicke der Drähte nebeneinanderliegende Kupferdrähte der Stärken 0,06–1,5 mm.

Prüfung der Detailerkennbarkeit: 5 Reihen Testkörper verschiedener Dicke, Dichte und Größe. 1. Reihe: Pertinaxplättchen (rel. großer $\varnothing$) von 3,5–0,5 mm Dicke. 2.–5. Reihe: 27 kleine Körper bzw. Gruppen von Körpern aus verschiedenem Material.

Zahl der Versuchspersonen: nicht genannt.

Auswertungsmethode: Angabe der dünnsten trennbaren Drahtstärke und der Zahl der erkannten Testkörper.

Ergebnisse:

- a. gewöhnliche Durchleuchtung,
- b. 13-cm-Bildverstärker-Durchleuchtung,
- c. Fernseh-Durchleuchtung
- d. kombinierte (Bildverstärker- und Fernseh-)Durchleuchtung.

	a.	b.	c.	d.
dünnste trennbare Drahtstärke:				
ohne Streukörper	0,4	0,3	0,8	0,6
hinter 8 cm Plexiglas	0,8	0,35	0,8-1,0	0,6
Zahl der erkannten Testkörper:				
Pertinaxplättchen	5	5	7	6
andere Körper	11	16	14	14

Die Übersicht über die benutzten Durchleuchtungsbedingungen in Tabelle 48 zeigt, daß kaum ein Verfasser diese so vollständig genannt hat, daß sie sich bei Kontrolluntersuchungen reproduzieren lassen. AXÉN [385] sowie EVERS und SCHÖBER [394] ändern ihre Durchleuchtungsbedingungen sogar jeweils nach den Wünschen der einzelnen Versuchspersonen, so daß sie also nicht einmal mit konstanten Bedingungen arbeiten. Die Wahl von Spannung und Stromstärke ist offensichtlich meist recht willkürlich und ohne nähere Begründung erfolgt. Nur VAN DIJK nennt bei seinen Untersuchungen einen wichtigen Gesichtspunkt für die verwendeten Werte [317]: er hat empirisch festgestellt, daß mindestens 54 kV_s, 2 mA, erforderlich sind, um ein Thoraxdurchleuchtungsbild genügend erkennen zu können, und benutzt daraufhin mit 54 kV_s, 3,5 mA, eine Einstellung, die nur um einen Sicherheitsfaktor gegenüber den Mindestwerten erhöht ist. Die Spannungsform ist den Angaben vieler Autoren nur indirekt zu entnehmen. Anscheinend ist aber in keiner der aufgeführten Untersuchungen außer von FRISK und BUCHHEIM [219] kontinuierlich-konstante Gleichspannung benutzt worden, so daß „kV“ im allgemeinen wohl gleich „kV_s“ zu setzen ist.

Die Notwendigkeit der Benutzung eines gewebsäquivalenten Streukörpers und fast bei allen neueren Untersuchungen anerkannt und berücksichtigt. Nur HILTEMANN [334], EVERS und SCHÖBER [394] sowie JANKER [72] verzichten ganz oder teilweise auf Streukörper. Material, Form und Größe der verwendeten Testobjekte sind außerordentlich vielfältig. Die umfangreichsten Untersuchungen sind bis jetzt mit dem Lochphantom von BURGER [387-393, 317, 399, 406] (Abb. 31) ausgeführt worden.

Die mitgeteilten absoluten Werte für die Detailerkennbarkeit stimmen bei den meisten Autoren ungefähr überein, soweit die Untersuchungen einigermaßen miteinander vergleichbar sind.

Tabelle 48

Übersicht über Durchleuchtungsbedingungen bei Phantomuntersuchungen anderer Autoren
 („—“ bedeutet: Angabe fehlt in der Veröffentlichung)

Autor (Nr. der Zus.-Stllg.)	Spannung kV	Gesamt- filterung mm Al	Strom- stärke mA	Brennfleck- kanten- länge mm	Feldgröße cm	Fokus- Schirm- Abstand cm	Fokus- Objekt- Abstand cm	Streustrahl- lenblende	Durchleuchtungs- schirm oder Abbil- dungssystem	Betrach- tungsab- stand
1	60	—	3	—	—	—	—	—	Ossal	—
3	70	—	5	2	—	—	80-100	—	Helia-Supra	—
4	32 ^{eff} 50 ^{eff}	—	5 2	— —	— —	50 50	— —	ohne ohne	verschiedene Typen	— —
5	60	—	4	4	—	100	—	ohne	gewöhnlicher gelbgrüner	—
6	48	—	2-4	2	kleinste Öffnung	71	—	ohne ?	SRW-Super-Astral	—
7	50-70	—	2-6	2	—	70	—	Lysholm	Neossal	—
10a	54	—	3,5	—	—	—	—	—	—	—
b	54	—	3,5	1,4-3,8	7 mal 7	75	—	ohne	Levy-West	50 u. 100
c	54	—	4	1,4	7 mal 7	75	—	z. T. Lys- holm	Levy-West	16
d	70	—	1,4	z. T. 0,4	—	70 ?	versch.	—	—	—
e	55	—	4	1,4	—	—	—	—	Levy-West	—
f	75	—	4	0,3	—	90	—	Feinraster	—	—

g	75	—	4	—	—	—	—	—	—	—
f	65	—	1	0,3	—	90	—	Feinraster	Philips-Bildverstärker	—
g	67	—	0,1 0,2 3,0	—	—	—	—	—	Philips-Bildverstärker	—
11	85	3 Zus.?	4	5 u. fine	125 cm ²	61	51	grid	Patterson B2	—
12	70	1 Zus.? 2 Al HWS	5	—	—	68,5	—	—	—	—
13	50	—	—	—	—	—	—	—	—	—
14	70 ±10	—	—	0,3 1,2 2	—	65—100	konstant	—	—	—
15	55 90 80 90	2 6 2 6	3 1,5 3 3	2 2 2 2	10 mal 10 10 mal 10 10 mal 10 10 mal 10	70 70 70 70	— — — —	7:1 7:1 7:1 7:1	SRW-S. Astral SRW-S. Astral SRW-S. Astral SRW-S. Astral	— — — —
16	50	—	—	—	10 mal 15	—	—	—	—	—
17	80 75	— —	2,5 1	1 1	— —	80 80	37 37	Feinraster Feinraster	L.-W.-Sirius Philips-Bildverstärker	— —
18	80 90 — —	1 Zus. 3 Zus. 3 Zus. — —	2 1,5 — —	— — — —	— — — —	— — — —	35 50 — —	Feinraster Feinraster — —	— Fernseheinrichtung 13-cm-Bildverstärker komb. Fernseh-BV	— — — —

Der Einfluß der Durchleuchtungsbedingungen auf die Detailerkennbarkeit wurde außer vom Verfasser nur von CHANTRAINE [314] sowie von BURGER und VAN DIJK [387] in etwas größerem Rahmen geprüft. CHANTRAINE [314] konnte dabei erst durch eine 4fach erhöhte Durchleuchtungsdosis die Detailerkennbarkeit geringfügig verbessern, während die Änderung aller übrigen Durchleuchtungsbedingungen bei seiner Untersuchungsanordnung keinen Einfluß auf die Detailerkennbarkeit ausübte. BURGER und VAN DIJK zeigten an orientierenden Einzelversuchen, daß sowohl Spannung und Stromstärke als auch Objektbewegung, Leuchtschirmqualität (fast gleichzeitig auch von KLUG untersucht [34, 35]) und Betrachtungsabstand die Detailerkennbarkeit beeinflussen [387]. Sie bemühten sich jedoch nicht um die Ermittlung der für die Praxis als optimal anzusehenden Bedingungen. BURGER [391, 392] stellt bei seinen späteren Untersuchungen überhaupt mehr den Vergleich der Leistungsfähigkeit verschiedener Durchleuchter als die Beurteilung verschiedener Durchleuchtungsmethoden in den Vordergrund. Bei ihren Untersuchungen über die Vergrößerungsdurchleuchtung erhöhen BURGER, COMBÉE und VAN DER TUUK die Patientendosis so stark, daß sie sogar besondere Vorsichtsmaßnahmen zur Schonung der Haut empfehlen müssen [390].

Über die Bedeutung der elektronenoptischen Bildverstärker für die Detailerkennbarkeit bei der Durchleuchtung liegen bis jetzt an experimentellen Arbeiten nur zwei Untersuchungen der Eindhovener Forschergruppe [384, 406, 399], eine englische Untersuchung (BERRIDGE und GUEST [386]) und Mitteilungen von JANKER [72] vor. Für kontrastreiche Details und dicke Objekte, d. h. also für die Verhältnisse bei der Magendurchleuchtung, stellen die Untersuchungen von BERRIDGE und GUEST [386] bis jetzt die einzigen dar. Wenn man von der nicht näher begründeten Wahl der unvollständig definierten Durchleuchtungsbedingungen absieht, so sind die Ergebnisse dieser Untersuchungen als repräsentativ für die mögliche Verbesserung der Detailerkennbarkeit bei der Magendurchleuchtung mit dem Bildverstärker anzusehen. In bezug auf die Dosisherabsetzung geben sie allerdings ein zu günstiges Bild, das den Verhältnissen bei der praktischen medizinischen Röntgendurchleuchtung nicht gerecht wird.

Insgesamt ist der Umfang der experimentellen Untersuchungen am elektronenoptischen Bildverstärker, wie bereits in der Einleitung erwähnt wurde, noch relativ klein, so daß die Ergebnisse nur als vorläufiger Hinweis gewertet werden können. Sie ermöglichen, insbesondere für kleine kontrastarme Details, noch keinen absoluten Vergleich zwischen der Leistungsfähigkeit der Durchleuchtung ohne und mit Bildverstärker. Einen Hinweis auf die vermutlichen absoluten Grenzen der Detailerkennbarkeit am Bildverstärker stellt im Kontrastdetaildiagramm von STURM und MORGAN [103] (Abb. 34) die theoretische Kurve für die Detailerkennbarkeit an einem Bildverstärkungssystem (Kurve „2“, errechnet nach der Formel auf Seite 27) dar.

VI. Diskussion der Ergebnisse

Die vorliegenden Untersuchungen über Detailerkennbarkeit und Dosis bei der Durchleuchtung sollten in einem möglichst weit gesteckten Rahmen zeigen, welche Möglichkeiten bestehen, um die Leistungsfähigkeit der Durchleuchtung im Experiment zu beurteilen und die Technik der medizinischen Röntgendurchleuchtung zu verbessern. Es muß hier nochmals darauf hingewiesen werden, daß unsere Erkenntnisse über die Detailerkennbarkeit mit Phantomanordnungen gewonnen wurden, die dem menschlichen Thorax entsprechen. Sie haben also direkt nur für die Thoraxdurchleuchtung Gültigkeit. Dennoch ist der Aufbau der Untersuchungen so gestaltet, daß auch allgemeinere Schlüsse aus unseren Ergebnissen gezogen werden können, und daß man die gleiche Methodik auch für Untersuchungen über die Durchleuchtung anderer Körperteile anwenden kann.

Durch die Einführung des Begriffes der „relativen Detailerkennbarkeit“, d. h. der durchschnittlichen Wahrnehmungswahrscheinlichkeit für eine größere Zahl verschiedener, sorgfältig ausgewählter Details, und durch die Schaffung entsprechender Phantome konnten neue Erkenntnisse beim Vergleich verschiedener Durchleuchtungsbedingungen gewonnen werden, für die bis jetzt die experimentellen Voraussetzungen fehlten.

Die frühere Annahme [314], daß Änderungen oder Durchleuchtungsbedingungen bei der normalen Thoraxdurchleuchtung mit Zink-Cadmium-Sulfid-Schirmen keinen spürbaren Einfluß auf die Detailerkennbarkeit haben, d. h. also praktisch, daß es keine optimalen Durchleuchtungsbedingungen gebe, konnte nicht bestätigt werden. Es ließ sich vielmehr zeigen, daß alle in den Untersuchungsreihen 3a i vorgenommenen Variationen der Durchleuchtungsbedingungen auch die Detailerkennbarkeit beeinflussen, so daß es für jeden der untersuchten Faktoren einen optimalen Wert gibt. Jeder Gewinn an Detailerkennbarkeit verliert indessen seine praktische Bedeutung, wenn gleichzeitig die Strahlenbelastung des Patienten erhöht wird.

Der leitende Gesichtspunkt bei unseren Untersuchungen über die normale Durchleuchtung mit Zink-Cadmium-Sulfid-Leuchtschirmen war deshalb der Versuch, die Strahlenbelastung des Patienten möglichst weitgehend ohne Verschlechterung der Detailerkennbarkeit zu vermindern. Da der Begriff „Strahlenbelastung“ heutzutage nicht mehr allein mit der Einfalls- bzw. Haut-Dosis gleichgesetzt werden kann, mußte der Versuch gemacht werden, einen neuen einheitlichen Begriff für die Strahlenbelastung zu finden, der die beiden für die somatischen und genetischen Schäden verantwortlichen Dosis-komponenten, die Gesamtvolumendosis (im gesamten Objekt inner- und

außerhalb des Strahlenkegels) und die Gonadendosis, auf einen gemeinsamen Nenner bringt. Der hierfür von uns gewählte Weg, die „Gesamtbelastung“ als Relation der einzelnen Dosiskomponenten zu der jeweiligen natürlichen Strahlenbelastung auszudrücken, ist sicher nicht der einzig mögliche und bedarf noch eingehender Durcharbeitung. Er erscheint aber schon jetzt für die praktischen Erfordernisse recht zweckmäßig. So überwiegt z. B. bei der „Gesamtbelastung“ für Thoraxuntersuchungen der Einfluß der Volumendosis gegenüber dem der Gonadendosis. Wenn man weiß, daß die Absolutwerte für die Gonadendosis bei Thoraxdurchleuchtungen nur Bruchteile von Milliröntgen pro Minute betragen, so bestätigt sich hierdurch die Richtigkeit des Verhältnisses zwischen beiden Dosiskomponenten in unserem Begriff der Gesamtbelastung. Man sollte deshalb unseres Erachtens bei der Thoraxuntersuchung zu Gunsten einer Verringerung der Volumendosis gelegentliche Steigerungen der ohnehin geringen Gonadendosis in Kauf nehmen.

Wir können infolgedessen diejenigen Durchleuchtungsbedingungen, bei denen die Gesamtbelastung – nach unserer Definition – am weitesten ohne Verringerung der Detailerkennbarkeit herabgesetzt ist, ohne weiteres als optimal ansehen. Der Begriff „optimale Durchleuchtungsbedingungen“ hat überhaupt nur dann einen Sinn, wenn man Detailerkennbarkeit und Patientendosis gleichzeitig betrachtet. Die Wertung der Beziehungen zwischen Detailerkennbarkeit und Dosis wird dabei allerdings immer subjektiv bleiben, weil man beide Begriffe nicht in der gleichen Dimension ausdrücken und deshalb ihr Verhältnis nicht zahlenmäßig objektivieren kann. Da aber unsere theoretisch begründete [358] Anschauung, daß die für die Betrachtung eines bestimmten Objektes benötigte Durchleuchtungszeit durch eine Verbesserung der Detailerkennbarkeit nicht verkürzt wird, auch experimentell (Untersuchungsreihe 3b 1) bestätigt werden konnte, wird ein oft angeführtes Argument [z. B. 84] für eine Erhöhung der Strahlenbelastung zu Gunsten einer besseren Detailerkennbarkeit gegenstandslos. Gleichzeitig wird hierdurch bestätigt, daß unsere Definition der optimalen Durchleuchtungsbedingungen sinnvoll ist.

Es muß natürlich noch darauf hingewiesen werden, daß unsere Ergebnisse bezüglich der optimalen Strahlenqualität nur für die von uns mit Dosismessungen und Phantomuntersuchungen untersuchte Auswahl von Durchleuchtungsbedingungen gelten können. Es läßt sich nicht ausschließen, daß irgendeine geringfügige Änderung der Strahlenqualität gegenüber den von uns benutzten Werten die Ergebnisse vielleicht noch um ein Geringes verbessert, jedoch ändert das nichts an den grundsätzlichen Folgerungen aus unseren Untersuchungen.

Bei den Untersuchungen über den Einfluß der Änderung von Strahlenqualität und Leuchtdichte auf Detailerkennbarkeit und Dosis wurden die bereits veröffentlichten Ergebnisse unserer früheren, noch vorwiegend von der Einfallsdosis ausgehenden, ähnlichen Untersuchungen [219] hinsichtlich

der optimalen Strahlenqualität bestätigt. Die Stromstärke mußte allerdings unter dem Gesichtspunkt der Gesamtbelastung auf 1,0 mA gesenkt werden. Wir sehen deshalb jetzt 90 kV, 6 mm Al-Gleichwert Gesamtfilterung, 1,0 mA als optimale Bedingungen für die Thoraxdurchleuchtung bei 70 cm Fokus-Schirm-Abstand an. Die Verringerung der Gesamtbelastung gegenüber dem Ausgangswert von 55 kV, 2 mm Al-Gleichwert Gesamtfilterung und 3,0 mA um fast 35 % bei einer Herabsetzung der Einfallsdosis um mehr als 70 % ist dabei tatsächlich ohne Verschlechterung der Detailerkennbarkeit möglich, so daß es richtig erscheint, nur diese Durchleuchtungsbedingungen als Grundlage für den Dosisvergleich zwischen Durchleuchtungen ohne und mit Bildverstärker zu benutzen.

Um dem Einwand zu begegnen, daß die von uns benutzten Durchleuchtungsbedingungen ungewöhnlich seien und unsere Ergebnisse nicht für die bisher üblichen Strahlenqualitäten und -dosen bei der Durchleuchtung gelten, haben wir bei allen Untersuchungen über dosisunabhängige Faktoren sowohl mit 90 kV, 6 mm Al-Gleichwert Gesamtfilterung und 1,5 mA als auch mit dem „Ausgangswert“ von 55 kV, 2 mm Al-Gleichwert Gesamtfilterung und 3 mA, d. h. mit beiden schon früher und auch bei anderen Untersuchungen von uns benutzten Bedingungen, bei gleichem Fokus-Schirm-Abstand gearbeitet. Der Umstand, daß die Ergebnisse auch bei der weiteren Prüfung des Einflusses anderer Faktoren mit beiden benutzten Strahlenqualitäten im Prinzip gleich waren, beweist, daß die von uns als optimal angesehenen Durchleuchtungsbedingungen tatsächlich ohne weiteres für die Thoraxdurchleuchtung geeignet sind. Die Einwände gegen die Verwendung härterer Strahlen für die Thoraxuntersuchung sind ja überhaupt im Laufe der theoretischen Erforschung der Hartstrahltechnik [328, 377, 308] auch experimentell widerlegt worden, soweit es sich um die Sorge handelte, daß Dichtekontraste eventuell bei höherer Spannung verringert werden könnten.

Daß man die Detailerkennbarkeit durch eine erhebliche Erhöhung der Dosisleistung noch verbessern kann, war zu erwarten und wurde auch durch unsere Untersuchungen bestätigt. Dieser Weg darf aber wegen der in jeder Hinsicht erhöhten Strahlenbelastung nicht beschritten werden.

Aus den Ergebnissen aller Untersuchungsreihen, die sich mit Veränderungen des Abbildungs- oder Betrachtungssystems bei der Durchleuchtung ohne Bildverstärker befassen, geht hervor, daß bei der an sich sehr geringen Helligkeit des Durchleuchtungsbildes – ca. 0,01 asb beim Thorax – die Bedeutung der Leuchtdichte für die Detailerkennbarkeit größer als die aller anderen Faktoren ist. Wege, die bei gleichbleibender Dosis am Schirm zu einer Steigerung der Leuchtdichte zur Folge, wenn andere Eigenschaften des Durchleuchtungsbildes, insbesondere Schärfe und Kontrast, schlechter werden. So findet sich zum Beispiel das Optimum der Leuchtschirmdicke erst bei Belegungsstärken von rund 100 mg/cm², die bereits eine erhebliche Schirm-

unschärfe bei gleichzeitig großer Lichtausbeute ergeben. WACHSMANN, BUCHHEIM und KIRCHHOFF kommen auf Grund von Dosis- und Leuchtdichtemessungen hinsichtlich der optimalen Flächenbelegung etwa zu dem gleichen Ergebnis [43].

Auch das Fortlassen der Streustrahlenblende bei der Durchleuchtung führt bei kleinem Feld wegen der Zunahme der Leuchtdichte zu einer Verbesserung der Detailerkennbarkeit, obgleich die Kontraste wegen des hohen Streustrahlenanteils schlechter werden. Der Einwand, daß die Streustrahlung bei der von uns benutzten Feldgröße ohnehin keine Rolle spiele, kann durch den Vergleich der Leuchtdichten mit und ohne Rasterblende begegnet werden: während das Fortlassen der Blende rechnerisch eine Vermehrung der gerichteten Strahlung um rund 16 % ergibt, liegt der tatsächlich gemessene Leuchtdichtegewinn bei unseren Durchleuchtungsbedingungen zwischen 25 und fast 60 %! Hieraus geht hervor, daß auch bei kleinem Feld schon bei einem relativ dünnen Objekt noch eine beträchtliche Menge ungerichteter Streustrahlung an den Leuchtschirm gelangt.

Weitere Faktoren, die nur bei Berücksichtigung der Leuchtdichte richtig beurteilt werden können, sind die Leuchtschirmfarbe und die geometrische Unschärfe. Das Emissionsmaximum der meisten handelsüblichen Leuchtschirme (für Durchleuchtungen, nicht für Schirmbildaufnahmen) liegt heutzutage etwa bei 540 nm. Diese Wahl der spektralen Lichtverteilung stellt bereits einen Kompromiß zwischen den Anforderungen des Zapfen- und des Stäbchensehens dar. Wir konnten nun zeigen, daß die beste Detailerkennbarkeit erst bei Schirmen zu finden ist, bei denen das Emissionsmaximum nach der kurzwelligen Seite auf 533 nm verschoben ist. Die Empfindlichkeitskurve für das Dämmerungsehen muß also bei der Zusammensetzung der Leuchtstoffe für Durchleuchtungsschirme noch stärker berücksichtigt werden, als das zur Zeit der Fall ist. Bei der Magendurchleuchtung sind die Leuchtdichten noch um ein bis zwei Zehnerpotenzen geringer, so daß hier das Dämmerungsehen noch stärker als bei der von uns untersuchten Thoraxdurchleuchtung in den Vordergrund tritt. Früher, als die Lichtausbeute der Schirme geringer war, wurden z. T. Schirme hergestellt, deren Emission dem von uns festgestellten Optimum entsprach, wie u. a. aus den Meßergebnissen von STEPS hervorgeht [42]. Es ließ sich nicht eindeutig feststellen, welche Gründe die Industrie dazu bewogen haben, jetzt mehr gelbgrüne Schirme herzustellen. Wahrscheinlich ist bei manchen grundlegenden Versuchen mit zu hohen Leuchtdichten gearbeitet worden.

Daß derartige Fehler in experimentellen Untersuchungen bei zu geringer Berücksichtigung der Praxis vorkommen, kann auch am Beispiel von Untersuchungen über den Einfluß der geometrischen Unschärfe gezeigt werden. So ist z. B. bei Untersuchungen über die Bedeutung der Brennfleckgröße für die Detailerkennbarkeit bei der Durchleuchtung festgestellt worden [394], daß die Detailerkennbarkeit um so größer wird, je kleiner der benutzte

Brennfleck ist. Die Autoren haben dabei aber die meisten Versuche ohne Streukörper und nur wenige mit einem wesentlich zu schwachen Streukörper (4 cm Philite = 11 cm Thoraxdurchmesser) ausgeführt. Wenn sich auch aus ihren Mitteilungen über die benutzten Durchleuchtungsbedingungen die Schirmleuchtdichte nicht genau berechnen läßt, so kann man zum mindesten aus den Angaben über Streukörper annehmen, daß diese Versuche mit Leuchtdichten ausgeführt wurden, die 2–10 mal größer als die in der Praxis vorkommenden Werte sind. Für Leuchtdichten um 0,01 asb konnten wir nun zeigen, daß Unterschiede in der Brennfleckgröße zwischen 0,3 und 2,00 mm Kantenlänge keinen spürbaren Einfluß auf die Detailerkennbarkeit ausüben. Selbst bei der Vergrößerungsdurchleuchtung mit 96 cm Fokus-Schirm-Abstand (Untersuchungsreihe 3d), bei der die Gesamtunschärfe (100-mg-Schirm) sich für den 2-mm-Fokus auf ca. 1,2 mm und für den 0,3-mm-Fokus auf ca. 0,5 mm berechnen läßt, waren die Unterschiede in der Detailerkennbarkeit zwischen beiden Brennfleckgrößen unerheblich.

Daß die Detailerkennbarkeit bei der Vergrößerungsdurchleuchtung, soweit diese an einem gewöhnlichen Untersuchungsgerät möglich ist, etwas größer als bei den üblichen Abstandsbedingungen ist, spricht dafür, daß der Einfluß der Vergrößerung des Schwinkels in diesem Fall den der Leuchtdichteverminderung überwiegt. Man könnte annehmen, daß die Zunahme der Detailerkennbarkeit in diesem Fall in erster Linie die kleinen, kontrastreichen Details und weniger die kontrastarmen, größeren betrifft. Tatsächlich wird aber die Erkennbarkeit beider Detailgruppen etwa in gleichem Umfang verbessert. Hierbei spielen offenbar die engen Zusammenhänge zwischen Schschärfe und Unterschiedsempfindlichkeit bei geringen Leuchtdichten eine Rolle. Die Frage, ob man die Vergrößerungsdurchleuchtung für die Praxis empfehlen soll, möchten wir trotz der etwas besseren Detailerkennbarkeit verneinen. Der ohne Dosiserhöhung erreichbare Gewinn ist zu gering, als daß er den Nachteil des größeren Abstandes zwischen Patient und Durchleuchter aufwiegen könnte.

Die Ergebnisse unserer Untersuchungen über die Bedeutung der Nachvergrößerung des Durchleuchtungsbildes mit einer Lupe stehen im Widerspruch zu den allerdings experimentell nicht ausführlich begründeten Feststellungen von WITTE [265], BURGER und VAN DIJK [387] und SCOTT [100]. Diese Autoren geben sämtlich an, daß die Lupenvergrößerung die Detailerkennbarkeit nur bei großen Kontrasten verbessere. Für Schirmleuchtdichten um 0,01 asb konnten wir dagegen zeigen, daß die Nachvergrößerung nur die Erkennbarkeit sehr kontrastarmer Details verbessert. Wir können uns diesen Widerspruch zu den Untersuchungen anderer Autoren nur dadurch erklären, daß diese wahrscheinlich mit höheren Schirmleuchtdichten gearbeitet haben, wie sie in der Praxis nicht vorkommen.

Kurz nach Beendigung unserer Phantomuntersuchungen über den Einfluß einer gleichmäßigen Gesichtsfeldleuchtdichte auf die Detailerkennbarkeit

(Untersuchungsreihe 3i) erschien eine Veröffentlichung von HILTEMANN [334], die sich mit dem gleichen Thema befaßt. Auch dieser Autor kommt wie wir zu dem Ergebnis, daß der Angleich der Umfeld-Leuchtdichte an die Infeld-Leuchtdichte die Detailerkennbarkeit bei der Durchleuchtung verbessert. Das von ihm benutzte leuchtende Umfeld weist aber im Gegensatz zu dem von uns benutzten eine andere Farbe als das eigentliche Schirmbild auf. Außerdem ist sein Phantom in erster Linie für die Beurteilung der Sehschärfe und weniger für die Beurteilung der Unterschiedsempfindlichkeit geeignet. Da aber nach den Untersuchungen von SCHJELDERUP [172] und SCHUMACHER [181] durch eine gleichmäßige Gesichtsfeldleuchtdichte in erster Linie die Unterschiedsempfindlichkeit verbessert wird, ist die Tatsache, daß HILTEMANNs Untersuchungen trotzdem zu dem gleichen Ergebnis wie die unseren geführt haben, nur dadurch zu erklären, daß Sehschärfe und Unterschiedsempfindlichkeit im Bereich der Empfindungsschwelle in besonders engem Zusammenhang stehen.

Die Ergebnisse der Untersuchungsreihe 3k über die Unterschiede in der Erkennbarkeit zwischen Details, die stärker, und solchen, die geringer als ihre Umgebung schwächen, haben insofern allgemeinere Bedeutung, als aus ihnen hervorgeht, daß man die Verhältnisse bei positiven Details nicht ohne weiteres mit denen bei negativen Details gleichsetzen darf. Es ist aber zweifelhaft, ob man die Ergebnisse, die mit kleinen LANDOLTSchen Ringen gewonnen sind, in jedem Fall auch auf andere Detailformen beziehen darf. BURGER und VAN DIJK haben beim Vergleich negativer zylindrischer Details mit positiven würfelförmigen Details festgestellt, daß die ersteren einen Durchmesser von 3,5 mm haben müssen, um ebenso gut wie Würfel mit einer Kantenlänge von 3 mm erkennbar zu sein [389]. Da aber Würfel an sich bereits leichter als Zylinder erkennbar sind, ist bei diesen Autoren also kein nennenswerter Unterschied in der Erkennbarkeit positiver und negativer Details vorhanden. Die Ergebnisse von Untersuchungen über dieses Thema sind wahrscheinlich erheblich sowohl von der Detailgröße als auch von der Abbildungsschärfe, außerdem aber auch von der Leuchtdichte abhängig. SCHÖBER drückt sich ebenfalls sehr vorsichtig über den Vergleich zwischen hellen und dunklen Testobjekten aus und stellt vor allem fest, daß sich beim Dämmerungsschen die Verhältnisse auch einmal umkehren können [177].

Unsere Angaben über die absolute Detailerkennbarkeit bei der Durchleuchtung mit Zink-Cadmium-Sulfid-Schirmen, die in Abb. 35 zusammen mit den Ergebnissen von TOL und OOSTERKAMP [406], sowie von STURM und MORGAN [103] auch in Form eines Kontrast-Detail-Diagramms dargestellt sind, stimmen mit den physiologisch-optischen Erwartungen und den mit anderen Methoden gewonnenen Ergebnissen anderer Autoren befriedigend überein. Dabei ist es besonders bemerkenswert, daß sowohl die Kurven von BLACKWELL [136] (Abb. 2) als auch die Kurven von GOLDMARK [145] Werten entsprechen, die zwischen den von uns für den Außendurchmesser und die

Schlitzbreite LANDOLTScher Ringe gefundenen Kurven (Abb. 35) liegen. Die im Kapitel III, Abschnitt 4, angeschnittene Frage, welche Einzelheit der LANDOLTSchen Ringe als absolutes Maß für die Sehschärfe bei der Durchleuchtung in Frage kommt, kann also jetzt dahingehend beantwortet werden, daß bei kleinen Testobjekten ein Mittelwert zwischen Außendurchmesser und Schlitzbreite den wirklichen Verhältnissen am nächsten kommt. Die Ergebnisse von AXÉN mit Trolitaxobjekten [385] sowie unsere eigenen Ergebnisse mit Plexiglaskugeln bestätigen diese Annahme. Die von der Eindhovenener Forschungsgruppe (Philips-Gloeilampenfabriken: BURGER, TOL und OOSTERKAMP usw. [387 393, 399, 406, 407]) am Lochphantom gewonnenen Kurven decken sich fast mit unseren Kurven für die Schlitzbreite, geben sogar für die Unterschiedsempfindlichkeit noch etwas bessere Werte. Sie übersteigen damit auch die von BLACKWELL [136] und GOLDMARK [145] gefundenen Werte, die in physiologisch-optischen Versuchen ohne die methodischen Mängel der Röntgendurchleuchtung gewonnen wurden. Hierdurch wird die bereits von GAJEWSKI geäußerte Ansicht unterstützt [328], daß das BURGERsche Lochphantom wegen der Ordnung der Testobjekte nach ihrer Größe etwas zu gute Werte für die Detailerkennbarkeit ergibt. Das Kontrast-Detail-Diagramm von BURGER, COMBÉE und VAN DER TUUK für die Ver-

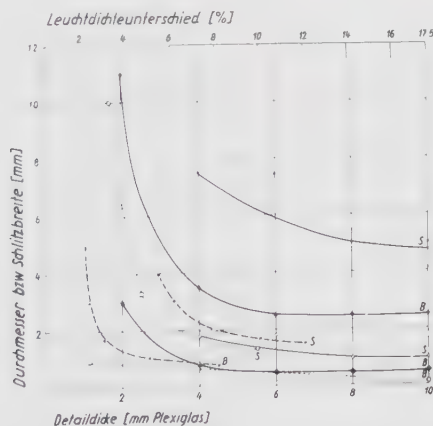


Abb. 35. Vergleich unserer Untersuchungsergebnisse mit denen anderer Autoren in einem Kontrast-Detail-Diagramm.

Unsere Ergebnisse:

— · — Außendurchmesser,
○ Schlitzbreite der LANDOLTSchen Ringe

Ergebnisse von OOSTERKAMP und TOL:

----- × Durchmesser der Bohrung

Ergebnisse von STURM und MORGAN:

..... □ Durchmesser der auf den Schirm gelegten Testobjekte.

Untersuchungen bei der gewöhnlichen Durchleuchtung mit Zn-Cd-S-Leuchtschirmen: S
Untersuchungen bei der Durchleuchtung mit elektronenoptischem Bildverstärker (bei STURM und MORGAN theoretische Kurve für idealen Bildverstärker): B

größerungsdurchleuchtung [390], das ebenfalls auf Untersuchungen mit dem Lochphantom beruht, muß deshalb hinsichtlich der absoluten Größenangaben für die sichtbaren Testobjekte auch mit einer gewissen Kritik betrachtet werden, ganz abgesehen davon, daß diese Autoren durch Verkürzung des Fokus-Haut-Abstandes die Dosis für den Patienten in u. E. nicht tragbarem Maß erhöht haben.

Unsere Untersuchungen mit Plexiglas- und Paraffin-Zucker-Kugeln ergeben etwas günstigere Werte als die Untersuchungen von CHANTRAINE, da wir mit einem homogenen Streukörper gearbeitet haben, während CHANTRAINE den menschlichen Thorax als Streukörper benutzt hat [314]. Dieser Unterschied zeigt den zweifelhaften Wert aller mit Phantomuntersuchungen gewonnenen absoluten Angaben für die Detailerkennbarkeit bei der medizinischen Röntgendurchleuchtung. Wir sehen hierin auch eine Stütze für unsere Ansicht, daß in erster Linie vergleichende Untersuchungen über die relative Detailerkennbarkeit bei verschiedenen Durchleuchtungsbedingungen praktische Bedeutung haben.

Es erscheint uns auch nicht zulässig, aus einer an einem Phantom getroffenen Feststellung, daß ein Testobjekt bestimmter Größe und Schwächung unter bestimmten Durchleuchtungsbedingungen sichtbar ist, den Schluß zu ziehen, daß für die Beurteilung gleichartiger Details nun etwa in jedem Fall eine Durchleuchtung genüge und eine Aufnahme überflüssig sei. Die Durchleuchtungsbetrachtung medizinischer Objekte wird von so vielen verschiedenartigen, vor allem auch psychologischen Momenten beeinflusst, daß eine Übertragung von Größenangaben aus experimentellen Ergebnissen auf die Praxis nur mit großen Vorbehalten erfolgen darf.

Auch für die Thoraxdurchleuchtung mit dem elektronenoptischen Röntgen-Bildverstärker haben wir wie bei der gewöhnlichen Durchleuchtung die optimalen Durchleuchtungsbedingungen gesucht. Sie fanden sich mit 70 cm Fokus-Schirm-Abstand für einen Brennfleck von 0,3 mm Kantenlänge bei 90 kV, 6 mm Al-Gl.-Wert Gesamtfilterung, 1 mA, sind also die gleichen wie bei der Durchleuchtung ohne Bildverstärker und führen für LANDOLTSche Ringe zu einer erheblichen Steigerung der Detailerkennbarkeit gegenüber der gewöhnlichen Durchleuchtung. Am Bildverstärker haben wir im Gegensatz zu unserer Einstellung gegenüber der gewöhnlichen Durchleuchtung bei der Definition des Begriffes „optimale Durchleuchtungsbedingungen“ mehr die Verbesserung der Detailerkennbarkeit und weniger die weitere Dosisherabsetzung in den Vordergrund gestellt. Dies mag bei unserer Grundeinstellung zum Problem der Durchleuchtungsdosis zunächst verwunderlich erscheinen. Der scheinbare Widerspruch klärt sich aber auf, wenn man den Vergleich der Erkennbarkeit unscharf begrenzter Details bei Durchleuchtung ohne und mit Bildverstärker im Kapitel IV, Abschnitt 5 C, betrachtet. Wir konnten hier als eines der wichtigsten neuen Ergebnisse unserer Untersuchungen zeigen [327, 396], daß Details mit flachem Kontrastgradienten bei der

Durchleuchtung mit elektronenoptischen Bildverstärkern heutiger Konstruktion fast immer eindeutig schlechter als bei Durchleuchtung mit einem gewöhnlichen Schirm erkannt werden. Wir haben daraus die Folgerung gezogen, daß man es sich bei der Durchleuchtung mit dem Bildverstärker nicht leisten kann, auch nur den geringsten Teil der möglichen Detailerkennbarkeit zu Gunsten einer weiteren Dosisherabsetzung zu verschenken, da bei den meisten Objekten der medizinischen Röntgendurchleuchtung sowohl Details mit steilem als auch solche mit flachem Kontrastgradienten vorhanden sind. Unsere Definition der optimalen Durchleuchtungsbedingungen ist ja für die Thoraxdurchleuchtung aufgestellt, bei der unterschiedliche Kontrastgradienten, insbesondere bei Untersuchungen ohne Kontrastmittel, in besonderem Maß wegen der relativ geringen Grobkontraste die Detailerkennbarkeit störend beeinflussen. Bei der Kontrastmitteluntersuchung des Magendarmtraktes haben eigene Erfahrungen am Patienten gezeigt [120 bis 123], daß es wegen der insgesamt geringeren Leuchtdichte noch wichtiger als bei der Thoraxdurchleuchtung ist, zu Gunsten einer Steigerung der Detailerkennbarkeit auf jede Änderung der Durchleuchtungsbedingungen gegenüber der Durchleuchtung ohne Bildverstärker zu verzichten, wenn man mit dem Bildverstärker wirklich diagnostische Fortschritte bei der Durchleuchtung erzielen will. Für andere Aufgaben, wie z. B. die Operation im Röntgenlicht, wird man sicher vielfach zu Gunsten einer weiteren Dosisherabsetzung auch einen gewissen Verlust an Detailerkennbarkeit in Kauf nehmen können.

Für die klinische Anwendung der Durchleuchtung zur Erkennung von Erkrankungen innerer Organe, bei der heute noch ein Wechsel zwischen der Durchleuchtung mit und ohne Bildverstärker nötig ist, erscheint es besonders wichtig, daß man am Bildverstärker mit der gleichen harten und stark gefilterten Strahlung durchleuchten kann, wie wir sie für die gewöhnliche Durchleuchtung vorgeschlagen haben. Dieses Ergebnis war nicht von vornherein zu erwarten, da der Eingangs- oder Auffang-Leuchtschirm in der Bildverstärkerröhre (siehe Abb. 1) sehr dünn ist und infolgedessen eine härtere Strahlung weniger stark absorbiert.

Da wir auch bei der gewöhnlichen Durchleuchtung schon recht geringe Stromstärken benutzen und der Verminderung der Stromstärke durch die Zunahme der Quantenfluktuation theoretische Grenzen gesetzt sind [103, 399, 406, 407, 93], entspricht der Feststellung, daß man die Dosis bei den optimalen Bedingungen am Bildverstärker gegenüber den optimalen Bedingungen bei der Thoraxdurchleuchtung mit einem gewöhnlichen Leuchtschirm nicht vermindern kann, durchaus den theoretischen Erwartungen. Nur wenn man sowohl ohne als auch mit Bildverstärker einen größeren Brennfleck benutzt, kann man mit dem Bildverstärker die Gesamtbelastung noch um 39 % senken, indem man eine unvollständige Ausnutzung der möglichen Verbesserung der Detailerkennbarkeit durch Benutzung von 60 kV, 2 mm

Al-Gl.-Wert Gesamtfilterung und 1,0 mA bei einem 2 mm-Fokus in Kauf nimmt.

Wenn man in der Literatur gelegentlich Angaben über eine Herabsetzung der Dosis um $\frac{9}{10}$ [384] oder $\frac{5}{6}$ [243] liest, so sind die hierbei zum Vergleich herangezogenen Durchleuchtungsbedingungen sicherlich nicht unter dem Gesichtspunkt einer möglichst geringen Patientendosis ausgewählt. Eine Bestätigung dieser Ansicht findet sich u. a. in Tabelle 48. Setzt man dort die unter „10.“ vor der Einführung von Bildverstärkern benutzten elektrischen und Abstandsbedingungen (10a-c und c) zu den für den Vergleich mit dem Bildverstärker herangezogenen Werten (10f und g, ohne Bildverstärker) in Beziehung, so sieht man, daß nach Einführung der Bildverstärker wesentlich höhere Dosen für die gewöhnliche Durchleuchtung benutzt werden, vielleicht um die Bedingungen für die Prüfung der möglichen Verbesserung der Detailerkennbarkeit zu verschärfen. Falls die gleichzeitig mit der Erhöhung der Dosisleistung erfolgte Änderung des Fokus-Schirm-Abstandes ausschließlich den Fokus-Haut-Abstand vergrößert hat, beträgt aber die unnötige Dosiserhöhung bei diesen Bedingungen immerhin 76 %, und wenn der Fokus-Haut-Abstand gleich geblieben ist, sogar 150 %.

In letzter Zeit werden bei Berichten über die praktische Anwendung von Bildverstärkern auch wesentlich geringere Faktoren für die Dosisherabsetzung als zu Anfang genannt [z. B. 129]. Gelegentliche Versuche, eine weitere Herabsetzung der Gesamtdosis aus einer etwaigen Verkürzung der Durchleuchtungszeit bei Anwendung des Bildverstärkers zu errechnen [84], müssen aber unter Hinweis auf die in Kapitel III, Abschn. 3 erörterten fehlenden Beziehungen zwischen der Wahrnehmungszeit und dem Zeitbedarf für die Befunderhebung als unreal abgelehnt werden.

Nach den Ergebnissen unserer Untersuchungsreihen 4a, b und d kann man annehmen, daß man die Stromstärke bei der Durchleuchtung mit dem Bildverstärker wegen der Quantenfluktuation bei Objekten, deren Schwächung nicht wesentlich weniger als 10 cm Wasser entspricht, nicht nennenswert unter 1,0 mA bei 70 cm Fokus-Schirm-Abstand senken darf, ohne die Detailerkennbarkeit empfindlich herabzusetzen. Obgleich die vom Objekt durchgelassene Quantenzahl auch von der Strahlenqualität abhängig ist, gilt diese Feststellung für den gesamten, für die Durchleuchtung in Frage kommenden Spannungsbereich. Daß tatsächlich die Verminderung des Informationsumfanges infolge zu geringer Quantenzahl und nicht etwa nur die geringere Leuchtdichte die Ursache der Verschlechterung der Detailerkennbarkeit bei Herabsetzung der Stromstärke unter 1,0 mA darstellt, läßt sich am deutlichsten durch die Ergebnisse von Untersuchungsreihe 4d zeigen: während besonders kleine Details bei 1,0 mA noch *mit* Streustrahlenblende besser als ohne gesehen werden, verschlechtert die Rasterung des Bildes durch die Blende bei 0,5 mA bereits eindeutig die Erkennbarkeit dieser Details. In Untersuchungsreihe 4a (Seite 106), konnte nun gezeigt werden, daß bei Verwendung des

2-mm-Fokus eine noch stärkere Leuchtdichteverminderung, als sie bei Durchleuchtung mit der Streustrahlenblende eintritt, nicht zur Verschlechterung der Erkennbarkeit der gleichen Details am Bildverstärker führt. So ist die Erklärung am wahrscheinlichsten, daß die Rasterung bei 0,5 mA durch die Verringerung der Quantenzahl am Schirm die Detailerkennbarkeit verschlechtert.

Daß die Benutzung eines Feinstfokus mit 0,3 mm Kantenlänge bei der Durchleuchtung mit dem Bildverstärker im Gegensatz zu der gewöhnlichen Durchleuchtung lohnt, geht aus Untersuchungsreihe 4b hervor. Bei einer Leuchtdichte von rund 8 asb üben dementsprechend bereits Unterschiede in der Gesamtunschärfe zwischen 0,465 und 0,404 mm einen Einfluß auf die Detailerkennbarkeit aus, während bei Leuchtdichten um 0,01 asb Unterschiede von mehreren $\frac{1}{10}$ mm noch unerheblich sind (s. Versuchsanordnungen, S. 52). Die unterschiedliche Verlaufsrichtung der Kurven a und c in Abb. 26 zeigt gleichfalls, daß eine Steigerung der Leuchtdichte die Detailerkennbarkeit um so mehr verbessert je schärfer die Abbildung ist. Man sollte deshalb bei Bildverstärkern den Verstärkungsfaktor nicht zu klein wählen, um alle Möglichkeiten zur Verbesserung der Detailerkennbarkeit mit kleinen Brennfleckgrößen ausnutzen zu können.

Weder durch die Verwendung einer weichen Strahlung mit hoher Stromstärke (Untersuchungsreihe 4a, Abb. 26) noch durch direkte Röntgenvergrößerung (Untersuchungsreihe 4c) ist es gelungen, die Detailerkennbarkeit am Bildverstärker über den in Reihe 4b für unsere günstigsten Durchleuchtungsbedingungen gefundenen Wert zu steigern. Infolgedessen liegt der Gedanke nahe, daß die hier erreichte Detailerkennbarkeit für die heute vorhandenen elektronenoptischen Bildverstärker eine absolute Grenze darstellt. Wie weit es in Zukunft bei anderen Bildverstärkern gelingen wird, diese Grenze zu überschreiten, läßt sich nicht voraussagen. Die weiteren Fortschritte werden aber wahrscheinlich für scharf begrenzte Details nicht sehr groß sein, falls es nicht gelingt, die Abbildungsschärfe noch weiter zu steigern. Aus den Kontrast-Detail-Diagrammen der Abb. 35 geht hervor, daß sowohl die von TOL und OOSTERKAMP [406] angegebenen als auch die von uns für die Schlitzbreite LANDOLTScher Ringe gewonnenen Werte für die Bildverstärker-Durchleuchtung schon sehr nahe an den von STURM und MORGAN errechneten theoretischen Grenzwerten [103] liegen. Die Beweiskraft der Berechnungen von STURM und MORGAN wird allerdings von mancher Seite, insbesondere von COLTMANN [52–54], angezweifelt.

Den bereits erwähnten Umstand, daß unscharf begrenzte Details, d. h. Details mit flachem Kontrastgradienten, bei Durchleuchtung mit dem Bildverstärker schlechter als bei der gewöhnlichen Durchleuchtung erkannt werden, glauben wir, auf die Untergrundhelligkeit bei den derzeitigen Bildverstärkern zurückführen zu dürfen.

Einen gewissen Hinweis hierauf gibt noch der Umstand, daß am SRW-

Bildverstärker, bei dem nach Angaben der Herstellerfirma der Kontrast etwas besser als am Philips-Bildverstärker der von uns benutzten Herstellerreihe sein soll, unter bestimmten Voraussetzungen auch gleich große Plexiglas-kugeln wie bei der gewöhnlichen Durchleuchtung sicher erkannt werden. Wenn für die schlechtere Erkennbarkeit der Details mit flachem Kontrastgradienten das Ausmaß der Quantenfluktuation eine ausschlaggebende Rolle spielen würde, was ebenfalls denkbar wäre, müßten die Kugeln und Kegel am Bildverstärker mit 0,5 mA noch schlechter als mit 1,0 mA erkannt werden. Das ist aber nach unseren Untersuchungen im allgemeinen nicht der Fall. Eine eindeutige experimentelle Klärung der Ursache des unterschiedlichen Verhalten von Details mit steilem und flachem Kontrastgradienten bei der Durchleuchtung am Bildverstärker war allerdings mit unseren Mitteln nicht möglich.

Auf jeden Fall steht aber fest, daß die Durchleuchtung mit dem elektronenoptischen Bildverstärker bis jetzt nur für Details mit steilem Kontrastgradienten zu einer Verbesserung der Detailerkennbarkeit führt. Wenn man das in der klinischen Röntgentätigkeit berücksichtigt, wird man vor Enttäuschungen sicher sein. Die bis jetzt noch umständliche Handhabung der Bildverstärker wird in Zukunft sicherlich durch neue Konstruktionen vereinfacht. Sowohl der diagnostische Gewinn durch die Verbesserung der Detailerkennbarkeit als auch die gelegentlich mögliche weitere Verminderung der Patientendosis sind bedeutsam genug, um den Einsatz des Bildverstärkers für die Durchleuchtung von Objekten, für die er nach den experimentellen Ergebnissen geeignet ist, trotz technischer Schwierigkeiten schon heute ohne Einschränkungen zu empfehlen.

Dies ist vor allem dort der Fall, wo etwaige flache Kontrastgradienten durch starken Grobkontrast überdeckt werden, also insbesondere bei Untersuchungen mit Kontrastmittel – Magendarmtrakt, Bronchographie usw. – sowie bei Einstelldurchleuchtungen für gezielte Skeettaufnahmen und natürlich dort, wo zu Gunsten einer geringeren Strahlenbelastung die Detailerkennbarkeit gegenüber dem erreichbaren Optimum herabgesetzt werden kann, also bei der Durchleuchtung am Operationstisch. Für die Thoraxdurchleuchtung führen dagegen die derzeitigen Bildverstärker nur bei speziellen Fragestellungen zu einer Verbesserung. Eine Erhöhung der durchschnittlichen diagnostischen Leistungsfähigkeit der Lungendurchleuchtung ist im Gegensatz zur Magendurchleuchtung vom Einsatz elektronenoptischer Bildverstärker wohl nicht zu erwarten.

Für alle die Fälle, in denen die gewöhnliche Durchleuchtung der Bildverstärker-Durchleuchtung noch überlegen ist, muß der Wahl der Durchleuchtungsbedingungen wesentlich mehr Aufmerksamkeit als bisher geschenkt werden. Die Zusammenstellung der Phantomuntersuchungen anderer Autoren zeigt, daß dieses Problem bis jetzt nicht ausreichend beachtet wurde. Wie groß die bei mangelnder Berücksichtigung der speziellen Durch-

leuchtungsbedingungen entstehenden Fehlerquellen sind, und wie schlecht die Möglichkeiten der Durchleuchtung bei Vernachlässigung der physikalisch-technischen und biologischen Voraussetzungen ausgenutzt werden, ist aus den Ergebnissen unserer Untersuchungsreihen 3a-i ersichtlich. Bei der Bedeutung, die heutzutage dem Strahlenschutz zukommt, kann die Röntgendurchleuchtung den ihr wegen ihres diagnostischen Wertes zustehenden Platz aber nur bewahren, wenn alles getan wird, um die Dosis für den Patienten möglichst weit herabzusetzen und gleichzeitig die bestmögliche Detailerkennbarkeit zu erreichen.

VII. Zusammenfassung

Nach einer Übersicht über die Entwicklung und Bedeutung der medizinischen Röntgendurchleuchtung unter besonderer Berücksichtigung der Einführung von Bildverstärker-Systemen werden die Grundlagen der experimentellen Untersuchungen über Detailerkennbarkeit und Dosis bei der Röntgendurchleuchtung diskutiert. Für vergleichende Untersuchungen wird der Begriff der „relativen Detailerkennbarkeit“ als Ausdruck für die durchschnittliche Wahrnehmungswahrscheinlichkeit einer größeren Zahl nach ihrer Größe abgestufter gleichartiger Testkörper geschaffen. Dieser Begriff ermöglicht meist genauere Aussagen über die Bedeutung bestimmter Änderungen der Durchleuchtungsbedingungen als absolute Angaben über die Größe der kleinsten sichtbaren Details. Bei der Konstruktion von Phantomen werden außer scharf begrenzten Details auch solche mit flachem Kontrastgradienten berücksichtigt, da letztere insbesondere bei der Lungendurchleuchtung große praktische Bedeutung haben.

Bei allen experimentellen Untersuchungen ohne und mit Bildverstärker war die gleichzeitige Berücksichtigung von Detailerkennbarkeit und Dosis der leitende Gesichtspunkt, da nur so die berechtigten Forderungen nach möglichst geringer Strahlenbelastung des Patienten erfüllt werden können. Der Begriff der „optimalen Durchleuchtungsbedingungen“ wurde deshalb für die Durchleuchtung mit normalen Durchleuchtungsschirmen so definiert, daß diese Bedingungen eine möglichst weitgehende Herabsetzung der Strahlenbelastung bei mindestens ebenso großer Detailerkennbarkeit wie bei den niedrigsten bisher benutzten elektrischen Werten und Filterungen ergeben müssen.

Unter Strahlenbelastung darf dabei nicht nur die Hautbelastung verstanden werden. Wesentlich wichtiger sind für die somatische Gefährdung die gesamte absorbierte Energie (vereinfacht ausgedrückt als „Gesamtvolumendosis“) und für die Gefährdung des Erbgutes die Gonadendosis. Zur gemeinsamen Beurteilung dieser beiden Dosiskomponenten wird der Begriff „Gesamtbelastung“ vorgeschlagen, ausgedrückt durch die Summe des prozentualen Anteils der Gesamtvolumendosis an der natürlichen Gesamtvolumenbelastung bei durchschnittlicher Lebensdauer (wahrscheinlich ca. 500 rl) und des prozentualen Anteils der Gonadendosis an der natürlichen Gonadenbelastung im Fortpflanzungsalter (5 r).

Die Phantomuntersuchungen wurden an einem thorax-äquivalenten Streukörper, zunächst mit scharf begrenzten Details in Form von LANDOLTSchen Ringen aus Plexiglas, ausgeführt. Als optimale Bedingungen für die gewöhn-

liche Thoraxdurchleuchtung mit 70 cm Fokus-Schirm-Abstand stellten sich 90 kV, 6 mm Al-Gl.-Wert Gesamtfiltration und 1,0 mA heraus. Gegenüber 55 kV, 2 mm Al-Gl.-Wert Gesamtfiltration und 3 mA ergeben diese Bedingungen eine Herabsetzung der Gesamtbelastung des Patienten um rund 35 %.

Weiterhin wurde der Einfluß verschiedener Eigenschaften des Abbildungssystems auf die Detailerkennbarkeit bei der Durchleuchtung mit Zink-Cadmium-Sulfid-Leuchtschirmen untersucht. Die größte relative Detailerkennbarkeit fand sich bei Schirmen mit rund 100 mg Leuchtstoff pro cm², also bei einer Schichtdicke, die zwar zu relativ hoher Lichtausbeute, aber auch bereits zu einer recht großen Schirmunschärfe führt. Mit den vorgeschlagenen Bedingungen für die Thoraxdurchleuchtung beträgt die Leuchtdichte des Schirmes dabei 0,012 asb. Die beste Ausnutzung der erreichbaren Leuchtdichte durch das Auge ergab sich bei Schirmen mit einem Emissionsmaximum bei 533 nm. Unterschiede in der Brennfleckgröße zwischen 0,3 und 2 mm Kantenlänge sind bei Leuchtdichten um 0,01 asb für die Detailerkennbarkeit praktisch bedeutungslos. Auch die Vorteile der Vergrößerungsdurchleuchtung mit erhöhtem Objekt-Schirm-Abstand sind infolge weiterer Verminderung der Schirmleuchtdichte nur gering. Lupenvergrößerung und Umfeldaufhellung bessern vor allem die Erkennbarkeit besonders kontrastarmer Details.

Als Details mit flachem Kontrastgradienten wurden Kugeln und Kegel aus Plexiglas, ebenfalls an einem thorax-äquivalenten Streukörper, untersucht. Die Prüfung der Erkennbarkeit derartiger Testkörper hat sich vor allem für den Vergleich der Durchleuchtung ohne und mit Bildverstärker als wichtig erwiesen. Diese „unscharf begrenzten“ Details werden am elektronenoptischen Bildverstärker eindeutig schlechter als bei der Durchleuchtung mit gewöhnlichen Schirmen erkannt.

Für scharf begrenzte Details ist die Besserung der Detailerkennbarkeit durch den Bildverstärker dagegen erheblich: LANDOLTSche Ringe mit 2,5 mm Außendurchmesser (0,5 mm Schlitzbreite) werden bei einem Leuchtdichteunterschied von 10 % hier noch sicher erkannt, während bei der gewöhnlichen Durchleuchtung erst bei Leuchtdichteunterschieden von 14 % Ringe mit 5 mm Durchmesser regelmäßig richtig gesehen werden. Der kleinste erkennbare Leuchtdichteunterschied bei größeren Ringen beträgt am Bildverstärker knapp 4 % gegenüber etwa 7 % bei der normalen Durchleuchtung.

Infolge der schlechten Erkennbarkeit der Details mit flachem Kontrastgradienten wurde der Begriff der optimalen Durchleuchtungsbedingungen für die Durchleuchtung am Bildverstärker anders als bei der gewöhnlichen Durchleuchtung definiert: es wurden diejenigen Durchleuchtungsbedingungen gesucht, die, wenigstens für scharf begrenzte Details, zur größten Steigerung der Detailerkennbarkeit bei höchstens der gleichen Dosis wie bei der gewöhnlichen Durchleuchtung führen. Es ergab sich, daß die optimalen Durchleuchtungsbedingungen ohne und mit Bildverstärker die gleichen sind, wenn man bei Benutzung des Bildverstärkers einen möglichst kleinen Röhrenbrennfleck

wählt. Verzichtet man auf die bei der Bildverstärkerdurchleuchtung deutlichen Vorteile des Feinstfokus für die Detailerkennbarkeit, so kann man die Leuchtdichte bei der Thoraxuntersuchung um mehr als die Hälfte verringern und durch Benutzung von 60 kV, 2 mm Al Gesamtfiltrierung und 1,0 mA die Gesamtbelastung des Patienten noch um rund 40 % senken. Bei der Magen-Darm-Untersuchung Erwachsener ist es wegen der noch geringeren Austrittsdosis in jedem Fall zweckmäßig, zu Gunsten einer Steigerung der Detailerkennbarkeit auf eine Dosisherabsetzung bei der Anwendung des Bildverstärkers zu verzichten.

Durch eine Herabsetzung der Stromstärke auf weniger als 1,0 mA bei 70 cm Fokus-Schirm-Abstand wird für die Durchleuchtung mit allen untersuchten Strahlenqualitäten die Quantenfluktuation am Bildverstärker so störend bemerkbar, daß die Detailerkennbarkeit erheblich absinkt.

Die experimentellen Untersuchungen über die Durchleuchtung am Bildverstärker zeigen, daß dessen Einsatz bis jetzt nur unter ganz bestimmten Voraussetzungen sinnvoll ist. Der elektronenoptische Bildverstärker in seiner heutigen Form ist also noch kein Universalgerät für die Durchleuchtung. Da die Strahlenbelastung der Patienten ohne Verringerung des möglichen Gewinnes an Detailerkennbarkeit gegenüber der gewöhnlichen Durchleuchtung kaum gesenkt werden kann, tritt für die Untersuchung innerer Organe der Gesichtspunkt der Dosisersparnis hinter dem des diagnostischen Fortschrittes bei der Benutzung des Bildverstärkers zurück. Diagnostische Fortschritte sind dabei bis jetzt für scharf begrenzte Details oder dicke Objekte mit starkem Grobkontrast zu erwarten. Unbestritten ist die Brauchbarkeit und Notwendigkeit der Bildverstärkerdurchleuchtung zur Dosisersparnis bei der Operation im Röntgenlicht, bei der oft auf letzte Feinheiten in der Detailerkennbarkeit verzichtet werden kann.

In allen übrigen Fällen, in denen die Durchleuchtung mit gewöhnlichen Schirmen – sei es aus Gründen der Detailerkennbarkeit oder der bequemerer Handhabung – noch überlegen ist, müssen durch sorgfältige Wahl der Durchleuchtungsbedingungen alle Möglichkeiten zur Dosisherabsetzung und Verbesserung der Detailerkennbarkeit ausgeschöpft werden.

Ungeachtet der bis jetzt noch bestehenden Einschränkungen in der Leistungsfähigkeit der Röntgen-Bildverstärker muß man es als einen nicht hoch genug einzuschätzenden Gewinn ansehen, daß durch die Schaffung von Verstärkungssystemen das Tor zur weiteren Entwicklung des Durchleuchtungsverfahrens geöffnet wurde. Da die Durchleuchtung nach wie vor einen unentbehrlichen Teil der Röntgenuntersuchung darstellt, wäre es sehr bedauerlich, wenn ihre technische Entwicklung nicht mehr mit derjenigen der Aufnahmeverfahren Schritt halten würde.

Den Firmen

Siemens-Reiniger-Werke A. G., Erlangen,

C. H. F. Müller A. G., Hamburg,

Auergesellschaft A. G., Berlin und

CAWO Photochemische Fabrik G. m. b. H., Schrobenhausen/Obb.

sei an dieser Stelle herzlichst für die bereitwillige Unterstützung meiner Arbeit durch Herstellung von Phantomen und Leuchtschirmen nach unseren Wünschen sowie Bereitstellung von Literatur und Abbildungsmaterial gedankt.

Mein besonderer Dank gilt auch der Deutschen Forschungsgemeinschaft, deren Hilfe wir im Zusammenhang mit dem Forschungsauftrag „Hartstrahltechnik“ ebenfalls z. T. für diese Arbeit in Anspruch genommen haben, und deren Unterstützung bei der Drucklegung das Erscheinen der Arbeit wesentlich erleichtert hat.

VIII. Literatur

Das Literaturverzeichnis ist nach übergeordneten Sachgebieten geordnet, die nur z. T. mit der Kapiteileinteilung des Textes übereinstimmen. Gebiete, bei denen unter Verzicht auf eine möglichst vollständige Erfassung der Weltliteratur nur zitierte oder sonst im Zusammenhang mit dem Thema wichtige Arbeiten aufgeführt werden, sind mit „*“ gekennzeichnet. Am Schluß jedes Teils des Literaturverzeichnisses wird auf angeführte Arbeiten aus anderen Sachgebieten hingewiesen, die mit dem betreffenden Teil in Zusammenhang stehen.

5

a) Medizinische Entwicklung und Anwendungsgebiete der Röntgendurchleuchtung*

(1) BERG, H. H.: Röntgenuntersuchungen am Innenrelief des Verdauungskanal. Leipzig 1929 – (2) BRAUNER, L.: Röntgenologische Diagnostik der Magenerkrankungen an einigen Fällen erläutert. Verh. dtsh. Röntg.-Ges. **1**, 66 (1905) – (3) BROWN, P.: The inception and development of fluoroscopy: The influence of Carman on its status in America. Radiology **38**, 414 (1942) – (4) FORSSMANN, W.: Die Sondierung des rechten Herzens. Klin. Wschr. **8**, 2085 (1929) – (5) GOCHR, H.: Seltene Frakturen in Röntgenscher Durchleuchtung. Dtsch. med. Wschr. **23**, L. B. 171 (1897) – (6) GRUNMACH, E.: Über Röntgenstrahlen zur Diagnostik innerer Erkrankungen. Berl. klin. Wschr. **33**, 574 (1896) – (7) HAENISCH, F.: Die Röntgenstrahlen bei der Frühdiagnose des Darmkarzinoms. Fortschr. Röntgenstr. **17**, 393 (1911) – (8) HOLZKNECHT, G.: Die röntgenologische Diagnostik der Erkrankungen der Brusteingeweide. Hamburg 1901 – (9) HOLZKNECHT, G.: Einstellung zur Röntgenologie. Wien 1927 – (10) JASTROWITZ, M.: Die Röntgenschen Experimente mit Kathodenstrahlen und ihre diagnostische Verwertung. Dtsch. med. Wschr. **22**, 65 (1896) – (11) KOMMERELL, B.: Neuere Gesichtspunkte beim Studium der extrahepatischen Gallenwege. Fortschr. Röntgenstr. **53**, 715 (1936) – (12) LEB, A.: Die Röntgenpyeloskopie. Fortschr. Röntgenstr. **42**, 291 (1930) – (13) EISLER, F.: Röntgenologische Fortschritte im Bereich der Physiologie, Pathologie und Diagnostik der Harnorgane durch vorwiegende und systematische Anwendung des Durchleuchtungsverfahrens. Fortschr. Röntgenstr. **29**, 1 (1922) – (14) LOREY, A.: Über den Wert der Kontrastfüllung der Bronchien zur Darstellung der Bronchiektasen. Verh. dtsh. Röntg.-Ges. **16**, 58 (1925) – (15) PRÉVÔT, R. und BERNING, H.: Zur Röntgendiagnostik der Pyelonephritis. Fortschr. Röntgenstr. **73**, 482 (1950) – (16) RIEDER, H.: Beiträge zur Topographie des Magen-Darmkanals beim lebenden Menschen nebst Untersuchungen über den zeitlichen Ablauf der Verdauung. Fortschr. Röntgenstr. **8**, 141 (1904) – (17) SANDSTRÖM, C.: Über die orale Darreichung und die Röntgentechnik bei Cholecystographien. Acta radiol. (Stockh.) **10**, 271 (1929) – (18) SCHÄFER, B.: Zur direkten Betrachtung innerer Körperteile mittels Röntgenscher Strahlen. Dtsch. med. Wschr. **22**, 240 (1896) – (19) STRAUSS, H.: Diagnostische Bedeutung der Röntgendurchleuchtung. Dtsch. med. Wschr. **22**, 161 (1896) – (20) TEMPLETON, F. E.: X-ray examination of the stomach. Chicago 1944 – (21) WALTHER, K.: Über die ersten Schritte in Berlin. Röntgenblätter **9**, 297 (1956).

b) Technische Entwicklung der Röntgendurchleuchtung (einschl. Leuchtschirmfragen*)

(22) ALLISY, A. und A. PFAHL: Étude des qualités optima des écrans radiologiques. J. Radiol. Électrol. **34**, 506 (1953) – (23) BERTHOLD, K.: Grundlagen der technischen Röntgendurchstrahlung. Leipzig 1930 – (24) CHANTRAINE, H. und H. PYCHLAU: Überprüfung der

Diagnostikgeräte durch Dosismessungen. Fortschr. Röntgenstr. **76**, 535 (1952) – (25) CHANTRAINE, H.: Alle Diagnostikapparate müssen in regelmäßigen Abständen geeicht werden. Fortschr. Röntgenstr. **76**, 538 (1952) – (26) FROST, D.: Über die Bildunschärfe der Verstärkerfolien und Leuchtschirme. Röntgenblätter **10**, 193 und 234 (1957) – (27) FUNK, H. und H. STEPS: Messungen der spektralen Intensitätsverteilung des Fluoreszenzlichtes von Röntgenleuchtschirmen und Verstärkerfolien. Z. techn. Physik **15**, 301 (1934) – (28) GALLONE, P. und F. FOSSATI: Proposta di norme per l'unificazione dei metodi di controllo delle caratteristiche degli schermi fluorescenti. Radiol. med. (Torino) **40**, 910 (1954) – (29) GLOCKER, R., E. KAUPP und H. WIDMANN: Über die Erregung von Fluoreszenzlicht durch Röntgenstrahlen verschiedener Wellenlänge. Ann. Physik **85**, 313 (1928) – (30) HAENISCH, F.: Die Bedeutung der Untersuchungstechnik für die Röntgendiagnose der Erkrankungen des Mediastinums und der Lungen. Verh. dtsh. Röntg.-Ges. **18**, 22 (1927) – (31) JENSCH, G.: Die Vergrößerungsverhältnisse am Durchleuchtungsschirm. Röntgenblätter **3**, 186 (1950) – (32) KIRCHHOFF, J.: Untersuchungen verschiedener Leuchtschirme bezüglich ihrer Eignung für die Schirmbildphotographie im Hartstrahlbereich. Diss. Erlangen 1957 – (33) KLASSENS, H. A. und W. DE GROOT: Die Lichtemission der Leuchtschirme. Philips techn. Rdsch. **9**, 321 (1947) – (34) KLUG, H.: Vergleichende Untersuchungen an Verstärkerfolien und Leuchtschirmen. Verh. dtsh. Röntg.-Ges. **28**, 91 (1935) – (35) KLUG, H.: Vergleichende Untersuchungen der gebräuchlichen Durchleuchtungsschirme und Verstärkerfolien. Fortschr. Röntgenstr. **55**, 191 (1937) – (36) KRAUSE, P.: Zwei neue Punkte zur Verwendung des Durchleuchtungsschirmes. Z. Elektrol. u. Röntgenkunde **9**, 113 (1907) – (37) MASON, R. C.: Possibilities of improving fluoroscopic x-ray screens. Westinghouse Research Report R-94290-H. New York 1944 – (38) MASSIOT, J.: Présentation d'un nouvel écran Levy-West a grande luminosité. J. Radiol. Électrol. **30**, 555 (1949) – (39) PECKHAM, R. H.: Measurements of the luminescence of fluoroscopic x-ray screens. J. optic. Soc. America **39**, 714 (1949) – (40) PFAHL, A.: Über Röntgenleuchtschirme und Verstärkerfolien. Röntgenblätter **10**, 7, 52, 107 und 135 (1957) – (41) PRINGSHEIM, P.: Lumineszenz von Flüssigkeiten und festen Körpern. Weinheim 1951 – (42) STEPS, H.: Untersuchungen an Röntgenleuchtschirmen. Fortschr. Röntgenstr. **52**, 293 (1935) – (43) WACHSMANN, F., C. E. BUCHHEIM und J. KIRCHHOFF: Die Helligkeit von Röntgenleuchtschirmen bei verschiedenen Röhrenspannungen und Frage der zweckmäßigen höchsten Durchleuchtungsspannung. Fortschr. Röntgenstr. **89**, 624 (1958) – (44) WEISER, M.: Über Leuchtkristalle. Röntgenblätter **8**, 79 (1955) – (45) WINTZ, H. und W. RUMP: Das Röntgenphotometer. Verh. dtsh. Röntg.-Ges. **17**, 171 (1926) – (46) WINTZ, H. und H. RUMP: Das Röntgenphotometer. Strahlentherapie **22**, 144 (1926).
Siehe auch: 3, 7, 8, 18, 21, 309 und 357.

c) Bildverstärker (Theorie, technische Entwicklung. Auch Kontrastverstärkung und Fernsehen bei der Röntgendurchleuchtung)

(47) ALPHEN, P. M. VAN: Optische Hilfsmittel beim Bildverstärker. Philips techn. Rdsch. **17**, 86 (1955) – (48) BALDER, J. J.: Illuminated borders to picture screens. Light and Lighting **50**, 245 (1957) – (49) BELOW, F., W. KROEBEL und H. SPRINGER: Über ein objektives Verfahren zur Bestimmung der Bildgüte beim Fernsehen. Rundfunktechn. Mitt. **1**, 7 (1957) – (50) BISCHOFF, K. und O. SCHOTT: Eine neue Kontrastverstärkungseinrichtung für Röntgenaufnahmen. Fortschr. Röntgenstr. **87**, 239 (1957) – (51) V. BORRIES, B.: Die energetischen Daten und Grenzen der Übermikroskopie. Optik (Stuttgart) **3**, 321 (1948) – (52) COLTMAN, J. W.: Fluoroscopic image brightening by electronic means. Radiology **51**, 359 (1948) – (53) COLTMAN, J. W.: Scintillation limitations to resolving power in imaging devices. J. optic. Soc. America **44**, 234 (1954) – (54) COLTMAN, J. W.: The scintillation limit in fluoroscopy. Radiology **63**, 867 (1954) – (55) COOLIDGE, W. D.: U. S. Patent 2158853 (1939) – (56) COPE, A. D. und A. ROSE: X-ray noise observation using a photoconductive pickup tube.

- J. appl. physics **25**, 240 (1954) – (57) DAUVILLIER, A.: Anwendung der Grundlagen des Fernsehens in der Röntgenologie: der „Radiophot“. Fortschr. Röntgenstr. **40**, 638 (1929) – (58) DIETHELM, L., G. JÖTTEN, W. LENTZ und L. VÖLKE: Über ein Röntgen-Durchleuchtungsgerät mit Bildverstärker. Röntgenblätter **9**, 216 (1956) – (59) DIEMER, G., H. A. KLASSENS und J. G. VAN SANTEN: Solid state image amplifiers. Philips Res. Rep. **10**, 401 (1955) – (60) DISCUSSION on „Image intensification in radiology“ Proc. Inst. Electr. Eng. (London) **102**, Part B, 845 (1955) – (61) EBERT, H. G.: Bringt die Kontrastverstärkung von Röntgenfilmen praktischen Nutzen? Fortschr. Röntgenstr. **87**, 530 (1957) – (62) ECKART, F.: Elektronenoptische Bildwandler und Röntgenbildverstärker. Leipzig 1956 – (63) FENNER, E., K. GABBERT und TH. ZIMMER: Die Lichtverstärkung von Leuchtschirmbildern in der medizinischen Diagnostik. Fortschr. Röntgenstr. **77**, 459 (1952) – (64) FORTUIN, G.: Resolving power and information. Philips techn. Rdsch. **16**, 87 (1954) – (65) FRANKE, H.: Der Bildwandler als zukunftsreiches Hilfsgerät der Röntgendiagnostik. Röntgenblätter **2**, 163 (1949) – (66) HEIJNE, L., P. SCHAGEN und H. BRUINING: Eine experimentelle Aufnahmeröhre für Fernsehen mit Anwendung von Photoleitung. Philips techn. Rdsch. **16**, 42 (1954) – (67) HERTZ, C. H.: Optische Kontrastverstärkung bei geringen Filmschwärzungen. Röntgenblätter **11**, 38 (1958) – (68) JACOBS, J. und H. BERGER: Large-area photoconductive x-ray pickup-tube performance. Electrical Engineering **75**, 158 (1956) – (69) JANKER, R.: Die praktische Verwendbarkeit des Bildverstärkers bei Röntgendurchleuchtungen und Röntgenaufnahmen. Röntgenblätter **7**, 273 (1954) – (70) JANKER, R.: Fernsehen in der Röntgendiagnostik. Röntgenblätter **9**, 118 (1956) – (71) JANKER, R.: Die Arbeit mit dem 28-cm-Philips-Bildverstärker in Verbindung mit einem Ringgerät. Röntgenblätter **10**, 289 (1957) – (72) JANKER, R.: Die praktische und wissenschaftliche Verwendung der elektronischen Bildverstärkung und des Fernsehens. Fortschr. Röntgenstr. **88**, 377 (1958) – (73) JENSEN, H.: Die physiologisch-optischen Verhältnisse und die Aufgaben der technischen Optik beim Einsatz von Bildwandlern zur Röntgenbildverstärkung. Optik (Stuttgart) **12**, 105 (1955) – (74) KAZAN, B. und F. H. NICOLL: An electroluminescent light-amplifying picture panel. Proc. Inst. Radio Eng. **43**, 1888 (1955) – (75) KAZAN, B.: An improved high gain light amplifier. Proc. Inst. Radio Eng. **45**, 1358 (1957) – (76) KAZAN, B. und F. H. NICOLL: Solid-state light amplifiers. J. optic. Soc. America **47**, 887 (1957) – (77) KELLER, M. und M. PLOKE: Sichtbarmachung von Röntgenbildern mittels einer auf Röntgenstrahlen ansprechenden Fernschröhre. Z. angew. Physik **7**, 562 (1955) – (78) KOVASZNY, L. S. G. und M. JOSEPH: Processing of two-dimensional patterns by scanning techniques. Science **118**, 475 (1953) – (79) LANGMUIR, J.: U. S. Patent 2198479 (1940) – (80) LORENZ, H.: Zur Frage der „Tageslichtdurchleuchtung“: Die Verbesserung der medizinischen Röntgendurchleuchtung mit Mitteln der Fernseh-technik. Jb. elektr. Fernmeldewesen **4**, 373 (1940) – (81) LUSBY, W. S.: The intensification of x-ray fluorescent images. Electrical Engineering **70**, 292 (1951) – (82) MOON, R. J.: Amplification of the fluoroscopic image by means of scanning x-ray tube. Amer. J. Roentgenol. **59**, 886 (1948) – (83) MOON, R. J.: Amplifying and intensifying fluoroscopic image. Science **112**, 389 (1950) – (84) MORELAND, H. D. und W. S. LUSBY: Important design concepts necessary for an image intensifier to be practical in routine fluoroscopy. Octavo Congreso Internacional de Radiologia, Libro de Resúmenes, p. 260. Mexico City 1956 – (85) MORGAN, R. H. und J. R. ROACH: Clinical potentialities of screen intensifying systems. Amer. J. Roentgenol. **62**, 635 (1949) – (86) MORGAN, R. H. und R. E. STURM: The Johns Hopkins fluoroscopic screen intensifier. Radiology **57**, 556 (1951) – (87) MORGAN, R. H., R. E. STURM, L. S. MILLER und D. J. TORRANCE: Remote fluoroscopic control of radiation therapy by screen intensification. Amer. J. Roentgenol. **70**, 705 (1953) – (88) MORGAN, R. H.: SCREEN intensification: A review of past and present research with an analysis of future development. Amer. J. Roentgenol. **75**, 69 (1956) – (89) MORGAN, R. H.: pers. Mitt. 1958 – (90) NÈGRE, A. und D. AUDOUZE: Remplacement des écrans radioscopiques ordinaires par des écrans-tubes cathodiques. J. Radiol. Électrol. **29**, 491 (1948) – (91) NELL, W. und S. HELLER: Die Röntgendurchleuchtung bei Tageslicht und ihre Anwendung in der Chirurgie. Chirurg **22**, 118 (1951) – (92) OOSTERKAMP, W. J., M. C. TEVES und T. TOL: Die Röntgen-Bildverstärker-

röhre. Röntgenstrahlen, Geschichte und Gegenwart (Hamburg) **2**, 24 (1952) – (93) OOSTERKAMP, W. J.: The application of image intensifiers. Octavo Congreso Internacional de Radiologia, Libro de Resumenes, p. 107. Mexico City 1956 – (94) ORTHUBER, R. K. und L. R. ULLERY: A solid-state image amplifier. J. opt. Soc. America **44**, 297 (1954) – (95) VAN DER PLAATS, G. J.: Bemerkungen über die Arbeit von Janker über den 28-cm-Bildverstärker. Röntgenblätter **11**, 58 (1958) – (96) RADIO CORPORATION OF AMERICA: Industry Report: Panel amplifier shows x-ray image. Electronics **30**, 24 (1957) – (97) RAWLINS, F. J. G.: The intensification of the fluoroscopic image in radiology. Brit. J. Radiol. **23**, 460 (1950) – (98) REBOUL, J. und R. VALENTIN: Le problème de la radioscopie a grande brillance. J. Radiol. Électrol. **33**, 589 (1952) – (99) SCHAGEN, P., H. BRUINING und J. C. FRANCKEN: A simple electrostatic electron-optical system with only one voltage. Philips Res. Rep. **7**, 119 (1952) – (100) SCOTT, M. G.: Note on a television fluid lens as an aid to fluoroscopy. Brit. J. Radiol. **23**, 121 (1950) – (101) STANFORD, L. W. und C. B. ALLSOPP: „To see more and to see it better.“ Brit. J. Radiol. **23**, 459 (1950) – (102) STÜRMER, W.: Bildwandler. Dtsch. Bundespatent Nr. 968 667 vom 3. April 1952 – (103) STURM, R. E. und MORGAN, R. H.: Screen intensification systems and their limitations. Amer. J. Roentgenol. **62**, 617 (1949) – (104) TEVES, M. C., T. TOL und W. J. OOSTERKAMP: Die Röntgen-Bildverstärkerröhre. Verh. dtsch. Röntg.-Ges. **34**, 26 (1952) – (105) TEVES, M. C. und T. TOL: Elektronische Verstärkung von Röntgenbildern. Philips techn. Rdsch. **14**, 37 (1952) – (106) TEVES, M. C.: Anwendung des Röntgenbildverstärkers. Allgemeine Übersicht. Philips techn. Rdsch. **17**, 77 (1955) – (107) TRUCHOT, P., E. CHERIGÉ, M. NOIX und J. J. FOURNIER: La téléradioscopie électronique. J. Radiol. Électrol. **37**, 202 (1956) – (108) VERSE, H. und H. JENSEN: Ein Untersuchungsgerät mit Röntgenbildverstärker. Fortschr. Röntgenstr. **79**, 115 (1953) – (109) WEISER, M.: Der Bildwandler. Röntgenblätter **3**, 204 (1950) – (110) WHITE, W. C.: U. S. Patent 2650310 (1953) – (111) WILLIAMS, F. E.: Electroluminescence and light-amplifying phosphors applied to fluoroscopic image intensification. Amer. J. Roentgenol. **75**, 77 (1956) – (112) ZWORYKIN, V. K. und L. E. FLORY: Television in Medicine and biology. Electrical Engineering **71**, 40 (1952).

Siehe auch: 37, 116, 155, 309, 356 und 399.

d) Praktische Anwendung des Röntgenbildverstärkers bei der medizinischen Röntgendurchleuchtung*

(113) BEZOLDT, K., H. R. FEINDT und K. PRESSLER: Der Röntgenbildverstärker im Routinebetrieb. Fortschr. Röntgenstr. **85**, 447 (1957) – (114) CATEL, W. und R. GARSCHÉ: Studien bei Kindern mit dem Bildwandler. Fortschr. Röntgenstr. **85**, 1 (1956) – (115) CATEL, W. und R. GARSCHÉ: Studien bei Kindern mit dem Bildwandler, 2. Mitt. Fortschr. Röntgenstr. **87**, 66 (1957) – (116) CRICLOW, T. V. L.: The cricopharyngeus in radiography and cineradiography. Brit. J. Radiol. **29**, 546 (1956) – (117) DECKER, K.: Encephalographie am Bildwandler. Fortschr. Röntgenstr. **87**, 707 (1957) – (118) DIETHELM, L.: Das Operieren im Röntgenlicht und der Strahlenschutz. Verh. dtsch. Röntg.-Ges. **37**, 32 (1955) – (119) FEDDEMA, J.: Medizinische Betrachtungen über den Bildverstärker. Philips techn. Rdsch. **17**, 98 (1955) – (120) FRIK, W. und R. HENSE: Die röntgenologische Darstellung von Magenerosionen. Verbesserung durch Doppelkontrastaufnahmen und Anwendung des Bildverstärkers. Dtsch. med. Wschr. **81**, 1119 (1956) und Germ. med. Monthly **1**, 327 (1956) – (121) FRIK, W. und W. BRICHZY: Die Parietographie des Magens. Erweiterung des Anwendungsbereiches durch Simultan-Schichtaufnahmen und Benutzung des Bildverstärkers. Arztl. Wschr. **11**, 607 (1956) – (122) FRIK, W.: Fortschritte der Magen-Darm-Diagnostik. Verh. dtsch. Röntg.-Ges. **40**, 47 (1958) – (123) FRIK, W.: Röntgendiagnostik des Magenfeinreliefs. 2. Mitt. Fortschr. Röntgenstr. **88**, 546 (1958) – (124) JANKER, R.: Zwei überzeugende praktische Beispiele für die Detailerkennbarkeit bei der Durchleuchtung mittels des Bildverstärkers. Röntgenblätter **7**, 417 (1954) – (125) KOCH, C. E.: Röntgendiagnostik des Felsenbeins.

Röntgenblätter **9**, 377 (1956) – (126) LACKNER, J. und L. VÖLKEL: Die Technik der intraoperativen Cholangiographie unter Verwendung des Röntgenbildverstärkers. Röntgenblätter **10**, 119 (1957) – (127) MÜHLEISEN, H.: Die elektronische Schirmbildverstärkung im diagnostischen Routinebetrieb. Fortschr. Röntgenstr. **85**, 11 (1956) – (128) VAN DER PLAATS, G. J.: De röntgendoorlichting in verband met nieuwe ervaringen met de beeldversterker. Ned. T. Geneesk. **97**, 1056 (1953) – (129) VAN DER PLAATS, G. J.: Die Rolle der verbesserten Durchleuchtung (mit Bildverstärker) bzw. der Röntgenkinematographie in der Frage Ulcus oder Carzinom. Wien. klin. Wschr. **69**, 362 (1957) – (130) PRESSLER, K.: Untersuchungen am Röntgenbildverstärker bei chronischer Appendicitis. Fortschr. Röntgenstr. **85**, 551 (1956) – (131) TEPE, H. J.: Über Erfahrungen mit dem Bildverstärker. Fortschr. Röntgenstr. **84**, 246 (1956) – (132) SCHÜTZ, W. und W. FROMMHOLD: Fortschritte in der chirurgischen Röntgendiagnostik durch Verwendung eines Bildverstärkers. Chirurg **27**, 337 (1956) – (133) ZEEGELAAR, F. J.: Onderzoek naar de toepassingsmogelijkheden der doorlichting met de röntgenbeeldversterker voor gerichte schedelfotografie. Diss. Groningen 1956. Siehe auch: 58, 69, 85, 87, 88, 91, 93, 106 und 356.

e) Physiologisch-optische Grundlagen der Röntgendurchleuchtung und -bildverstärkung (einschl. Adaptation*)

(134) AUBERT, H.: Physiologie der Netzhaut. Berlin 1865 – (135) BERGERHOFF, W.: Über einige bei der Betrachtung von Röntgenbildern wirksame Gesetze des Sehens. Röntgenblätter **2**, 237 (1949) – (136) BLACKWELL, H. R.: Contrast thresholds of the human eye. J. optic. Soc. America **36**, 624 (1946) – (137) BRÄNDSTEDT, C.: Minimum perceptibile und Distinktionsvermögen des Auges. Diss. Lund 1935 – (138) BRONKHORST, W., W. TEN DOESCHATE und J. FISCHER: The physiological optics of the visualisation of x-ray pictures. Docum. ophthalm. ('s-Grav.) **2**, 92 (1948) – (139) BROWN, J. L., C. H. GRAHAM, H. LEIBOWITZ und H. B. RANKEN: Luminial thresholds for the resolution of visual detail during dark adaptation. J. optic. Soc. America **43**, 197 (1953) – (140) CHANTRAINE, H.: Stäbchensehen oder Zapfensehen bei der Durchleuchtung? Über eine Prüftafel für das Durchleuchtungssehen. Fortschr. Röntgenstr. **81**, 211 (1954) – (141) CHRISTENSEN, H.: Einige physiologische und physikalische Betrachtungen über die Durchleuchtung. Acta radiol. (Stockh.) **17**, 169 (1936) – (142) FORTUIN, G. J.: Visual power and visibility. Philips Res. Rep. **6**, 251 (1951) – (143) DI FRANCIA, G. T.: Resolving power and information. J. optic. Soc. America **45**, 497 (1955) – (144) GOBRECHT, H. und H. OERTEL: Der Sehvorgang beim Dämmerungssehen unter Berücksichtigung der Quantennatur des Lichtes. Z. Physik **135**, 541 (1953) – (145) GOLDMARK, P. C.: Brightness and contrast in television. J. Brit. Inst. Radio Eng. **10**, 219 (1950) – (146) GUILLERY, H.: Zur Vereinheitlichung der Sehschärfepprüfung. Arch. Augenheilk. **103**, 280 (1930) – (147) GUILLERY, H.: Sehschärfe. In: BETHE-BERGMANN, Handbuch der normalen und pathologischen Physiologie. Bd. XII, 2. Teil. Berlin 1931 – (148) HAUSMANN, W.: Wie wirkt sich das „Stäbchensehen“ in der Röntgenoskopie aus? Eine Anfrage an die Röntgenologen. Fortschr. Röntgenstr. **34**, 929 (1926) – (149) HECHT, S.: Relation between visual acuity and illumination. J. gen. Physiol. **11**, 255 (1928) – (150) HECHT, S.: Quantum relations of vision. J. optic. Soc. America **32**, 42 (1942) – (151) HEINSIUS, E.: Untersuchungen der Dämmerungsschleistung. Klin. Mbl. Augenheilk. **106**, 443 (1941) – (152) HEINSIUS, E.: Zur Frage der sog. „Kriegshemeralopie“. Med. Welt **15**, 341 (1941) – (153) HEINSIUS, E. und F. A. HAMBURGER: Vergleichbarkeit von Prüfungsergebnissen der Dunkeladaptation und des Dämmerungssehens. Klin. Mbl. Augenheilk. **109**, 204 (1943) – (154) v. HELMHOLTZ, H.: Handbuch der physiologischen Optik. 3. Aufl. Hamburg und Leipzig 1909–1911 – (155) HERTWIG, H.: Die optisch zu erfüllenden Voraussetzungen zur Erzielung einwandfreier Fernsehbilder. Funk und Ton **3**, 575 (1949) – (156) v. HESS, C.: Einheitliche Bestimmung und Bezeichnung der Sehschärfe. Arch. Augenheilk. **63**, 325 (1909) – (157) HOLLADAY, L. L.: Action of a light source in the field of view in lowering visibility. J. optic. Soc. America

- 14, 1 (1927) – (158) IVANOFF, A.: Les aberrations de l'oeil. Paris 1953 – (159) KÖNIG, A. und E. BRODHUN: Experimentelle Untersuchungen über die psychophysische Fundamentalformel in bezug auf den Gesichtssinn. S.-B. preuss. Akad. Wiss. II, 1888, 917 – (160) KÖNIG, A.: Gesammelte Abhandlungen zur physiologischen Optik. Leipzig 1903 – (161) KOVAČS, A.: Einfluß der Dunkeladaptation auf die Empfindungszeit und den zeitlichen Verlauf der Gesichtsempfindung. Z. Sinnesphysiol. **54**, 161 (1922) – (162) LANDOLT, E.: Die Untersuchungsmethoden. In: Handbuch der gesamten Augenheilkunde. 3. Aufl. Berlin 1920 – (163) LAUBER, H.: Das Gesichtsfeld. In: Sammlung Augenheilkunde der Gegenwart. Bd. 3. Berlin und München 1944 – (164) LÖHLE, F.: Über die Dämmerungsleistung von Ferngläsern. Optik (Stuttgart) **5**, 287 (1949) – (165) LUCKIESH, M. und F. K. MOSS: Dependency of visual acuity upon stimulus distance. J. optic. Soc. America **23**, 25 (1933) – (166) LUCKIESH, M., HOLLADAY, L. L. und F. K. MOSS: Variation in visual acuity with fixation distance. J. optic. Soc. America **31**, 594 (1941) – (167) MIDDLETON, W. E. K.: Photometric discrimination with a diffuse boundary. J. optic. Soc. America **27**, 112 (1937) – (168) MÖLLER, U.: Untersuchungen über das Dunkelsehen. Acta ophthal. (Kbh.) **7**, 1 (1929) – (169) RANKE, O. F.: Die optische Simultanschwelle als Gegenbeweis gegen das Fechnersche Gesetz. Z. Biol. **105**, 224 (1952) – (170) RIEBEL, F. A.: Efficiency of red goggles. Amer. J. Roentgenol. **70**, 827 (1953) – (171) ROSE, A.: Sensitivity performance of the human eye on an absolute scale. J. optic. Soc. America **38**, 196 (1948) – (172) SCHJELDERUP, H.: Über eine vom Simultankontrast verschiedene Wechselwirkung der Sehfeldstellen. Z. Sinnesphysiol. **51**, 176 (1920) – (173) SCHNEIDER, L.: Einfluß der Beleuchtung auf die Leistungsfähigkeit des Menschen. Licht und Lampe **27**, 803 (1927) – (174) SCHÖBER, H.: Photometrische Messungen an optischen Geräten. Licht **14**, 27 (1944) – (175) SCHÖBER, H.: Die Kennzeichnung optischer Geräte durch die Minderung der Leuchtdichteunterschiede und den Durchlässigkeitsfaktor. Optik (Stuttgart) **2**, 44 (1947) – (176) SCHÖBER, H.: Die physiologisch-optischen Voraussetzungen für die stereoskopische Röntgendurchleuchtung. Röntgenblätter **3**, 2 (1950) – (177) SCHÖBER, H.: Das Sehen. Bd. 1 Darmstadt 1950, Bd. 2 Leipzig 1952 – (178) SCHÖBER, H.: Untersuchungen über die Verwendbarkeit des Landoltschen Ringes als Normzeichen bei der Sehschärfenbestimmung. Optik (Stuttgart) **9**, 225 (1952) – (179) SCHÖBER, H.: Neue Methode der Sehschärfenbestimmung. Optik (Stuttgart) **9**, 386 (1952) – (180) SCHÖBER, H.: Entwurf DIN 6842. Dunkeladaptationsbrillen für die Röntgendurchleuchtung. Fortschr. Röntgenstr. **87**, 789 (1957) – (181) SCHUMACHER, R. O.: Die Unterschiedsempfindlichkeit des helladaptierten menschlichen Auges. Diss. T. H. Berlin 1940 – (182) SEIDE, W.: Die Empfindlichkeit von Röntgenfilmen für das Licht von Fluoreszenzverstärkerfolien. Diss. Hamburg 1955 – (183) SIEDENTOPF, H., E. J. MEYER und J. WEMPE: Neue Sehschärfemessungen. Z. Instrumentenk. **51**, 372 (1941) – (184) SILVERMAN, F. N. und J. COHEN: Dark adaptation with limited light and color vision. Radiology **68**, 733 (1957) – (185) STUMPF, P.: Sehschärfe und Röntgentechnik. Fortschr. Röntgenstr. **33**, 125 (1925) – (186) STUMPF, P.: Die Sehschärfe in der Röntgendiagnostik. Verh. dtsh. Rönt.-Ges. **17**, 150 (1926) – (187) STUMPF, P.: Die Durchleuchtungs-Sehschärfe und die Möglichkeiten ihrer Verbesserung. Münch. med. Wschr. **73**, 1114 (1926) – (188) STUMPF, P.: Das Stäbchensehen in der Röntgenologie. Fortschr. Röntgenstr. **35**, 260 (1927) – (189) TRENDELENBURG, W.: Die Adaptationsbrille, ein Hilfsmittel für Röntgendurchleuchtungen. Fortschr. Röntgenstr. **25**, 30 (1917) – (190) TRENDELENBURG, W.: Der Gesichtssinn. Berlin 1943 – (191) TUDDENHAM, W. J.: The visual physiology of roentgen diagnosis. Amer. J. Roentgenol. **78**, 116 (1957) – (192) VOLKMAN, A.: Physiologische Untersuchungen im Gebiet der Optik. Leipzig 1863 – (193) WALD, G. und D. R. GRIFFIN: Factors affecting the change in refractive power of the eye at high and low illumination. J. optic. Soc. America **36**, 359 (1946) – (194) WALD, G. und D. R. GRIFFIN: Change of the refractive power of the human eye in dim and bright light. J. optic. Soc. America **37**, 321 (1947) – (195) WEAVER, K. S.: The visibility of radiant energy at low intensities. J. optic. Soc. America **27**, 36 (1937) – (196) WEIDMANN, W.: Vergleichende Sehprüfungen mit konstantem und intermittierendem Licht unter Nachahmung der bei Röntgendurchleuchtungen gegebenen Umstände. Diss. München 1940 – (197) WEISER, M.: Vom Sehen im Dunkeln.

Röntgenblätter **9**, 33 (1956) – (198) WEISER, M.: Dunkeladaptation und Irisalterung. Röntgenblätter **10**, 16 (1957) – (199) ZIGLER, M. J., E. WOLF und E. S. KING: The influence of surround brightness and short wave components of radiation on dark adaptation. J. opt. Soc. America **41**, 354 (1951).

Siehe auch: 48, 49, 51, 53, 54, 64, 73, 93, 100, 306 und 351.

f) Strahlenschutzprobleme in der Röntgendiagnostik*, insbesondere bei der Durchleuchtung

(200) ALBERS-SCHÖNBERG, H.: Technische Neuerungen. Fortschr. Röntgenstr. **7**, 137 (1904) – (201) ARCHER, V. W., G. COOPER jr., J. G. CROLL und D. A. CUNNINGHAM: Protection against x-ray and beta radiation. J. Amer. med. Ass. **148**, 106 (1952) – (202) ARDRAN, G. M. und H. E. CROOKS: Reduction of radiation dose in chest radiography Brit. J. Radiol. **25**, 609 (1952) – (203) ARDRAN, G. M. und H. E. CROOKS: Comparison of radiographic techniques with special reference to dosage. Brit. J. Radiol. **26**, 352 (1953) – (204) ARDRAN, G. M.: The dose to operator and patient in x-ray diagnostic procedures. Brit. J. Radiol. **29**, 266 (1956) – (205) ARDRAN, G. M., E. EMRYS-ROBERTS und F. H. KEMP: The duration of fluoroscopic examination. Brit. J. Radiol. **30**, 381 (1957) – (206) ARDRAN, G. M.: Dose reduction in diagnostic radiology. Brit. J. Radiol. **30**, 436 (1957) – (207) ARDRAN, G. M.: Radiation dose to staff in medical x-ray departments. Brit. J. Radiol. **30**, 600 (1957) – (208) BACQ Z. M.: Du danger des examens radioscopiques pour les malades, J. belge Radiol. **39**, 685 (1956) – (209) BARCLAY, A. E. und S. COX: Die Strahlengefährdung des Röntgenologen. Fortschr. Röntgenstr. **38**, 311 (1928) – (210) BILLINGS, M. S., A. NORMAN und M. A. GREENFIELD: Gonad dose during routine roentgenography. Radiology **69**, 37 (1957) – (211) BRAESTRUP, C. B.: Past and present radiation exposure to radiologists from the point of view of life expectancy. Amer. J. Roentgenol. **78**, 988 (1957) – (212) BREUER, K. und K. KRAUTZUN: Beitrag zum Problem der Strahlenbelastung beim Durchleuchten während des chirurgischen Eingriffs. Verh. dtsh. Röntg.-Ges. **37**, 33 (1955) – (213) BREUER, K., K. KRAUTZUN und H. VÖGLER: Strahlengefährdung des Röntgenpersonals während der Durchleuchtungsarbeit. Fortschr. Röntgenstr. **84**, 223 (1956) – (214) CARTER, T. C.: Ionizing radiation and the socially handicapped. Brit. J. Radiol. **30**, 641 (1957) – (215) CILLEY, E. J. L., E. T. LEDDY und B. R. KIRKLIN: The dangers of roentgenoscopy and methods of protection against them. II. Some considerations of size of the beam used in roentgenoscopic examination. Amer. J. Roentgenol. **32**, 805 (1934) – (216) ERNST, W.: Strahlenschutz und sonstiger Arbeitsschutz bei der medizinischen Anwendung von Röntgenstrahlen. Stuttgart 1953 – (217) FRIK, K.: Filterbemessung bei Röntgendurchleuchtungen und Aufnahmen. Verh. dtsh. Röntg.-Ges. **17**, 180 (1926) – (218) FRIK, K. und M. LEVY-DORN: Die beim Arbeiten mit Röntgenstrahlen auftretenden Gefahren und ihre Verhütung. Dtsch. Z. öff. Gesundheitspf. **1927**, 147 – (219) FRIK, W. und C. E. BUCHHEIM: Die Herabsetzung der Patientenendosis bei Durchleuchtungen. Fortschr. Röntgenstr. **82**, 466 (1955) – (220) FRIK, W.: Zur Frage der Gefährdung des Patienten bei Röntgenuntersuchungen. Neue Z.ärztl. Fortbild. **47** (N. F. 1), 52 (1958) – (221) FRIK, W.: Über den unterschiedlichen Einfluß der Strahlenqualität auf Volumendosis und Gonadendosis in der Röntgendiagnostik. Bull. Schweiz. Akad. med. Wiss. **14**, 595 (1958) – (222) FROMMHOFF, W.: Probleme des röntgendiagnostischen Strahlenschutzes in den U. S. A. Röntgenblätter **11**, 97 (1958) – (223) GLASSCHEIB, S.: Wie lange darf man durchleuchten? Radiol. Rdsch. **1**, 158 (1932) – (224) GLOCKER, R.: Der Strahlenschutz in der Röntgendiagnostik. In: Röntgendiagnostik, Ergebnisse 1952–1956. Stuttgart 1957 – (225) GROSSMANN, G.: Strahlenschutz des Kranken und Strahlenfilterung in der Röntgendiagnostik. Fortschr. Röntgenstr. **53**, 758 (1936) – (226) HANDLOSER, J. S. und R. A. LOVL: Radiation sickness from diagnostic x-ray studies. Radiology **57**, 252 (1951) – (227) HASCHÉ, E.: Über die Messung des Strahlenschutzes auf photographischem Wege in Röntgeneinheiten. Fortschr. Röntgenstr. **60**, 74 (1939) – (228) HAYBITTLE, J. L.: The effect

of field size on the dose to the patient in diagnostic radiology. *Brit. J. Radiol.* **30**, 663 (1957) – (229) HENNY, G. C.: Radiation protection problems in diagnostic roentgenology. *Amer. J. Roentgenol.* **73**, 649 (1955) – (230) HUG, O.: Berufliche Strahlengefährdung und Strahlenschutz. *Zbl. Arbeitsmed.* **2**, 164 (1952) – (231) JAEGER, R.: Strahlenschutz. *Strahlentherapie* **82**, 515 (1950) – (232) KRAUSE, P.: Wie schützt der Arzt bei Durchleuchtungen seine Kranken und sich selber vor Schädigungen durch Röntgenstrahlen? *Münch. med. Wschr.* **70**, 985 (1923) – (233) KRUCHEN, C.: Über die Gefährdung der Gesundheit und der Arbeitskraft des Arztes bei der Röntgendurchleuchtung. *Röntgenpraxis* **16**, 101 (1944) – (234) LAUGHLIN, G. S. und J. PULLMANN: The genetical significant radiation dose received by the population of the United States. Section III. Gonadal dose produced by the medical use of x-rays. Washington D. C. 1957 – (235) LARSSON, L. E.: Radiation doses to patients and personnel in modern roentgen diagnostic work. *Acta radiol. (Stockh.)* **46**, 680 (1956) – (236) LEMMEL, G.: Strahlengefährdung des Kranken und des Arztes in der Röntgendiagnostik. *Fortschr. Röntgenstr.* **58**, 240 (1938) – (237) LEVY-DORN, M.: Ein universeller Blenden- und Schutzapparat für das Röntgenverfahren. *Fortschr. Röntgenstr.* **8**, 275 (1904) – (238) LORENZ, W.: Über Gefahren beim Umgang mit Röntgenstrahlen und radioaktiven Stoffen. *Dtsch. med. Wschr.* **81**, 1585 (1956) – (239) LORENZ, W.: Physikalisch-technische Probleme des Strahlenschutzes in medizinischen Anlagen. *Fortschr. Röntgenstr.* **88**, 251 (1958) – (240) MARTIN, J. H.: Radiation doses received by the skin of a patient during routine diagnostic x-ray examinations. *Brit. J. Radiol.* **20**, 279 (1947) – (241) MAYNEORD, W. V.: Protection in diagnostic radiology. In: *Modern trends in diagnostic radiology (second series)*. London 1953 – (242) MEDICAL RESEARCH COUNCIL: The hazards to men of nuclear and allied radiation. London 1956 – (243) MOHR, H.: Die Gonadendosis der Patienten in der Diagnostik und Therapie mit ionisierenden Strahlen. *Verh. dtsch. Röntg.-Ges.* **40**, 32 (1958) – (244) NATIONAL ACADEMY OF SCIENCES: The biological effects of atomic radiation. Summary reports. Washington D. C. 1956 – (245) OLSSON, O.: Hochaktuelles aus der Röntgendiagnostik. *Svenska Läk.-Tidn.* **1957**, 2061 – (246) OSBORN, S. B.: Radiation protection – protecting the patient. *Radiography* **28**, 232 (1952) – (247) OSBORN, S. B.: Radiation doses received by diagnostic x-ray workers. *Brit. J. Radiol.* **28**, 650 (1955) – (248) PICKHAN, A.: Welche Strahlendosen dürfen bei der Röntgendiagnostik der weiblichen Zeugungsorgane nach den Ergebnissen der experimentellen Strahlen-genetik in erbbiologischem Sinn als unschädlich betrachtet werden? *Fortschr. Röntgenstr.* **53**, 901 (1936) – (249) POPPEL, M. H., H. J. JACOBSEN, J. STEIN und G. J. JERRY: Permissible dose problems with special reference to diagnostic procedures. *Amer. J. Roentgenol.* **77**, 138 (1957) – (250) RAJEWSKI, B.: Wissenschaftliche Grundlagen des Strahlenschutzes. Karlsruhe 1957 – (251) REPORT OF THE I. C. R. P. AND I. C. R. U.: Exposure of man to ionizing radiation arising from medical procedures. *Phys. in Med. Biol.* **2**, 107 (1957) – (252) RITTER, V. W., S. R. WARREN und E. P. PENDERGRASS: Roentgen doses during diagnostic procedures. *Radiology* **59**, 238 (1952) – (253) RITVO, M., G. J. D'ANGIO, und J. E. RHODES: Radiation hazards to nonradiologists participating in x-ray examinations. *J. Amer. med. Ass.* **160**, 4 (1956) – (254) SARASIN, R., G. CANDARDJIS und M. INDEMINI: Les problèmes pratiques de la protection contre les radiations. *Radiol. clin. (Basel)* **26**, 272 (1957) – (255) SEELENTAG, W.: Zur Frage der genetischen Belastung der Bevölkerung durch Anwendung ionisierender Strahlen in der Medizin. *Strahlentherapie* **104**, 182 (1957) – (256) SEELENTAG, W., D. v. ARNIM, E. KLOTZ und J. NUMBERGER: Zur Frage der genetischen Belastung der Bevölkerung durch Anwendung ionisierender Strahlen in der Medizin. II. Teil Messungen über die bei röntgendiagnostischen Untersuchungen an die Gonaden gelangenden Dosen. *Strahlentherapie* **105**, 169 (1958) – (257) SPIERS, F. W.: Measurements of the gonadal dose in the medical use of x-rays: a preliminary report on a survey being made in the United Kingdom. *Phys. in Med. Biol.* **2**, 152 (1957) – (258) STANFORD, R. W. und J. VANCE: The quantity of radiation received by the reproductive organs of patients during routine diagnostic x-ray examinations. *Brit. J. Radiol.* **28**, 266 (1955) – (259) STANFORD, R. W.: The use of cones and filters to reduce patient dosage in diagnostic radiology. *Brit. J. Radiol.* **30**, 497 (1957) – (260) STEHR, L.: Strahlenschädigungen in der

Röntgendiagnostik und ihre Vermeidung. Röntgenpraxis **9**, 695 (1937) – (261) „The genetic hazard to the population from radiation, particularly from the point of view of diagnostic examination“ Brit. J. Radiol. **25**, 387 (1952) – (262) TROUT, D. E., J. P. KELLEY und G. A. CATHEY: The use of filters to control radiation exposure to the patient in diagnostic roentgenology. Amer. J. Roentgenol. **67**, 946 (1952) – (263) UNO SCIENTIFIC COMMITTEE ON THE EFFECTS OF ATOMIC RADIATION: The responsibilities of the medical profession in the use of x-rays and other ionizing radiation. New York 1956 – (264) WACHSMANN, F.: Dosisbelastung des Patienten bei röntgendiagnostischen Untersuchungen. Fortschr. Röntgenstr. **75**, 728 (1951) – (265) WITTE, E.: Welche Mittel gibt es, um bei diagnostischer Verwendung der Röntgenstrahlen die Dosis zu vermindern? Fortschr. Röntgenstr. **47**, 312 (1933).
Siehe auch: 118, 326, 356 und 362.

g) Strahlenbiologie und -pathologie*

(266) BACQ, Z. M. und P. ALEXANDER: Grundlagen der Strahlenbiologie (dtsh. Übersetzung hrsg. v. H. J. MAURER). Stuttgart 1958 – (267) BEGEMANN, H.: Zur Pathogenese der Leukämien und der Lymphogranulomatose. Dtsch. med. Wschr. **82**, 1755 (1957) – (268) COURT BROWN, W. M. und J. D. ABBATT: Incidence of leukaemia in ankylosing spondylitis treated with x-rays. Preliminary report. Lancet **268**, 1283 (1955) – (269) COURT BROWN, W. M. und R. DOLL: Leukaemia and aplastic anaemia in patients irradiated for ankylosing spondylitis. Medical Research Council Special Report Nr. 295. London 1957 – (270) COURT BROWN, W. M.: Epidemiologic studies of radiation. Leukaemogenesis in man, with particular reference to the possible nature of the dose-response relationship. Bull. Schweiz. Akad. med. Wiss. **14**, 580 (1958) – (271) CROW, J. F.: Genetic considerations in establishing maximum radiation doses. Radiology **69**, 18 (1957) – (272) FRITZ-NIGGLI, H.: Die experimentellen Grundlagen zur Schätzung der Strahlengefährdung der menschlichen Erbmasse. Fortschr. Röntgenstr. **87**, 427 (1957) – (273) HULTBERG, S.: Three cases of radiation injuries. Acta radiol. (Stockh.) **32**, 17 (1949) – (274) MARCH, H. C.: Leukemia in radiologists in 20 year period Amer. J. med. Sci. **220**, 282 (1950) – (275) MARKOVICH, H.: Le problème de l'activité biologique de faibles doses de radiations ionisantes. Bull. Schweiz. Akad. med. Wiss. **14**, 491 (1958) – (276) MARQUARDT, H.: Die Beurteilung genetischer Schäden durch Strahlenquellen innerhalb und außerhalb des Organismus. Bull. Schweiz. Akad. med. Wiss. **14**, 521 (1958) – (277) MULLER, H. J.: In: Radiation Biology, edited by A. HOLLAENDER. New York 1954 – (278) PELLER, S. und P. PICK: Leukemia and other malignancies in physicians. Amer. J. med. Sci. **224**, 154 (1952) – (279) PLOUGH, H. H.: Radiation tolerances and genetic effects. Nucleonics **10**, 8, 16 (1952) – (280) SIMPSON, C. L., L. H. HEMPELMANN und L. M. FULLER: Neoplasia in children treated with x-rays in infancy for thymic enlargement. Radiology **64**, 840 (1950) – (281) STEWART, A., J. WEBB, D. GILES und D. HEWITT: Malignant diseases in childhood and diagnostic irradiation in utero. Lancet **271**, 447 (1956) – (282) TIMOFÉEFF-RESSOVSKI, N. W. und M. DELBRÜCK: Strahlengenetische Versuche über sichtbare Mutationen und die Mutabilität einzelner Gene bei Drosophila melanogaster. Z. indukt. Abstamm.- u. Vererb.-Lehre **71**, 322 (1936) – (283) WARREN, S.: Longevity and causes of death from irradiation in physicians. J. Amer. med. Ass. **162**, 464 (1956).
Siehe auch: 211, 221, 226 und 249.

h) Dosismessungen für die Röntgendiagnostik*, insbesondere bei der Durchleuchtung

(284) BRAUN, R., H. HASE und H. KÜSTNER: Über die in der Diagnostik verabfolgten Dosen in R-Einheiten. Fortschr. Röntgenstr. **38**, 385 (1928) – (285) CEN, M. und W. FRIK: Raumdosis und Keimdrüsendosis bei verschiedenen Strahlenqualitäten in der Röntgendiagnostik. Fortschr. Röntgenstr. **88**, 465 (1958) – (286) CHANTRAINE, H. und P. PROFITLICH: Über

die bei Durchleuchtungen und Aufnahmen verabfolgten Strahlenmengen. Fortschr. Röntgenstr. **36**, 404 (1927) – (287) COWING, R. F. und CH. K. SPALDING: A survey of scattered radiation from fluoroscopic units in fifteen institutions. Radiology **53**, 569 (1949) – (288) DIETZ, W.: Vergleichende Dosismessungen am Ovar bei Röntgenaufnahmen des Beckens mit „normaler“ und Hartstrahltechnik, bei Durchleuchtung des kleinen Beckens mit „normalen“ Bedingungen und dem Röntgenbildverstärker. Fortschr. Röntgenstr. **85**, 456 (1956) – (289) FEDDEMA, J. und W. J. OOSTERKAMP: Volume doses in diagnostic radiology. In: Modern trends in diagnostic radiology (second series). London 1953 – (290) FLATBY, J. and S. MAUDAL: Some measurements of scattered radiation from roentgen diagnostic beams. Acta radiol. (Stockh.) **46**, 690 (1956) – (291) FRIK, W., C. E. BUCHHEIM und O. HÜRZELER: Zur Überwachung des Strahlenschutzes in Durchleuchtungsräumen. Dosisleistungskurven und Ortsdosisermittlung mit der Filmmethode. Fortschr. Röntgenstr. **88**, 98 (1958) – (292) FRIK, W., D. FRIK und C. E. BUCHHEIM: Raumdosis und Keimdrüsendosis bei Thoraxuntersuchungen mit verschiedener Strahlenqualität. Fortschr. Röntgenstr. (im Druck) – (293) HERZ, R.: Ein neuartiges Meßgerät zur Bestimmung der Röntgenstrahlenqualität und -quantität und der photographisch wirksamen Dosis. Fortschr. Röntgenstr. **57**, 199 (1938) – (294) JANKER, R.: Die Strahlendosen in der Röntgen-Diagnostik. Röntgenblätter **9**, 137 (1956) – (295) KEANE, B. E. und G. SPIEGLER: Stray radiation from diagnostic x-ray beams. Brit. J. Radiol. **24**, 198 (1951) – (296) KELLER, H. L.: Grundlagen der Raumdosisermittlung bei allen gebräuchlichen Qualitäten der Röntgenstrahlung. Fortschr. Röntgenstr. **84**, 73 (1956) – (297) KLOTZ, E. und W. SEELENTAG: Untersuchungen zur Belastung der Keimdrüsen durch Hartstrahldiagnostik. Fortschr. Röntgenstr. **89**, 92 (1958) – (298) MAYNEORD, W. V.: Energy absorption. Brit. J. Radiol. **13**, 235 (1940) – (299) O'CONNOR, J. E.: The variation of scattered x-rays with density in an irradiated body. Phys. in Med. Biol. **1**, 352 (1957) – (300) POHL, R. W.: Ionisations-Dosimeter und die Einheit Röntgen. Strahlentherapie **107**, 1 (1959) – (301) SAUPE, E.: Über die bei diagnostischen Arbeiten verabreichten Röntgenstrahlendosen in R-Einheiten. Fortschr. Röntgenstr. **37**, 536 (1928) – (302) SORRENTINO, J. and R. YALOW: Nomogram for dose determinations in diagnostic roentgenology. Radiology **55**, 748 (1950) – (303) WACHSMANN, F.: Über den Begriff „Raumdosis“. Strahlentherapie **70**, 653 (1941) – (304) ZIMMER, K. G.: Über Dosismessungen während Röntgendiagnostik. Fortschr. Röntgenstr. **51**, 418 (1935).

Siehe auch: 45, 46, 58, 203, 204, 206, 207, 210, 212, 213, 217, 219, 221, 225, 227, 228, 234, 235, 240, 243, 247, 248, 252, 254, 256, 257, 258, 259, 264, 265, 326, 362 und 374.

i) Physikalische, photographische und experimentelle Grundlagen der Röntgendurchleuchtung (und verwandter Gebiete*)

(305) BERGERHOFF, W.: Der Einfluß der Beleuchtung auf die Erschließung des gesamten Bildumfanges von Röntgenaufnahmen. Röntgenpraxis **17**, 244 (1947) – (306) BRONKHORST, W.: Kontrast und Schärfe im Röntgenbild. Leipzig 1927 – (307) BÜCHNER, H.: Direkte Röntgenvergrößerung und normale Aufnahme. Fortschr. Röntgenstr. **80**, 71 und 502 (1954) – (308) BUCHHEIM, C. E.: Experimentelle Untersuchungen über die Schwärzungsverhältnisse bei Hartstrahl aufnahmen. Vortrag auf der Frühjahrstagung d. Bayer. Röntgenvereinigung, Nürnberg, 18. 5. 57 – (309) CHAMBERLAIN, W. E.: Fluoroscopes and fluoroscopy. Radiology **38**, 383 (1942) – (310) CHANTRAINE, H. und P. PROFITICH: Über die Bedeutung von Schärfe und Kontrast für die Mindestdicke von erkennbaren Einzelheiten. Fortschr. Röntgenstr. **47**, 437 (1933) – (311) CHANTRAINE, H.: Über die unscharfe Abbildung. Fortschr. Röntgenstr. **52**, 283 (1935) – (312) CHANTRAINE, H.: Sind die feinen Lungen-einzelheiten im Röntgenraumbild räumlich sichtbar? Beitr. Klin. Tuberk. **98**, 45 (1942) – (313) CHANTRAINE, H.: Kleinstformat oder Mittelformat bei Schirmbildaufnahmen? Beitr. Klin. Tuberk. **99**, 273 (1943) – (314) CHANTRAINE, H.: Medizinisch-diagnostische Grundlagen. In: GRIESBACH, R.: Röntgen-Reihenuntersuchungen des Brustkorbes. Leipzig 1949 –

- (315) Christensen, H.: Beitrag zum Verständnis der Leistungsfähigkeit des medizinischen Durchleuchtungsverfahrens. Kopenhagen 1939 – (316) v. DEHN, O. und M. WEINSCHENK: Einige physikalische Erwägungen zur Lungenröntgenologie. Fortschr. Röntgenstr. **32**, 438 (1924) – (317) DIJK, B. VAN: Einige Probleme bei der Röntgendurchleuchtung. Philips techn. Rdsch. **4**, 119 (1939) – (318) EGGERT, J., H. FRANKE und F. LUFT: Vereinheitlichung der Nomenklatur in der röntgenphotographischen Aufnahmetechnik. Fortschr. Röntgenstr. **52**, 82 (1935) – (319) EGGERT, J. und E. SCHOPPER: Körnigkeit photographischer Schichten bei Bestrahlung mit energiereichen Quanten. Z. wiss. Photogr. **37**, 221 (1939) – (320) EGGERT, J.: Einführung in die Röntgenphotographie. Zürich 1951 – (321) EGGERT, J.: In: SCHINZ-BAENSCH-FRIEDL-UEHLINGER: Lehrbuch der Röntgendiagnostik. 5. Aufl. Stuttgart 1952 – (322) FENNER, E.: Die thermischen Belastungsgrenzen von Ölhauben für Diagnostik-Röhren. Röntgenblätter **6**, 309 (1953) – (323) FENNER, E.: Zusammenhänge zwischen Röhrenleistung, Brennfleckabmessungen und Röhrenspannung. Fortschr. Röntgenstr. **80**, 649 (1954) – (324) FENNER, E. und H. JOCHIM: Bestimmung der Brennfleckgröße aus der geometrischen Unschärfe. Fortschr. Röntgenstr. **87**, 109 (1957) – (325) FRANKE, H.: Die Norm im Röntgenbild. Fortschr. Röntgenstr. **44**, 691 (1931) – (326) FRIK, W.: Dosisherabsetzung bei Durchleuchtung an normalen Geräten ohne Minderung der Detaillierbarkeit. Verh. dtsh. Röntg.-Ges. **37**, 33 (1955) – (327) FRIK, W.: Bericht über den 8. Internationalen Radiologenkongress in Mexico vom 22.–28. 7. 56. Fortschr. Röntgenstr. **86**, 533 (1957) – (328) GAJEWSKI, H.: Physikalische und aufnahmetechnische Gesichtspunkte bei Röntgenaufnahmen mit hohen Spannungen. Fortschr. Röntgenstr. **80**, 643 (1954) – (329) GLASSER, O., E. H. QUIMBY, L. S. TAYLOR und J. L. WEATHERWAX: Physical foundations of radiology. New York 1952 – (330) GLOCKER, R.: Experimentelle Untersuchungen über die physikalischen Grundlagen der Röntgendiagnostik. Fortschr. Röntgenstr. **29**, 100 (1922) – (331) HASCHÉ, E.: Über einen neuen Röntgenbetrachtungskasten. Fortschr. Röntgenstr. **48**, 346 (1933) – (332) HASCHÉ, E.: Zur objektiven Prüfung der bei Röntgenaufnahmen erzielbaren Bildgüte, mit besonderer Berücksichtigung der Schirmbildphotographie. Röntgenpraxis **13**, 108 (1941) – (333) HENNY, G. C. und W. E. CHAMBERLAIN: Medical physics. Chicago 1944 – (334) HILTEMANN, H.: Röntgenuntersuchungen mit Leuchtblenden. Fortschr. Röntgenstr. **82**, 815 (1955) – (335) HOLZKNECHT, G. und JAHODA: Leuchtmarken. Ein Beitrag zur Durchleuchtungstechnik. Fortschr. Röntgenstr. **29**, 501 (1922) – (336) KOLB, W.: Das Scintillationsspektrometer, ein praktisches Meßgerät der Radiologie. Röntgenblätter **9**, 241 (1956) – (337) LEISTNER, K.: Physikalisch-technische Grundlagen der Reihenuntersuchungen. In: GRIESBACH, R.: Röntgen-Reihenuntersuchungen des Brustkorbes. Leipzig 1949 – (338) LICHT, E. DE FINE: Einige Betrachtungen über Röntgendurchleuchtung und Photographie bei Lungenuntersuchungen. Nord. med. T. **1935**, 1657 – (339) LICHT, E. DE FINE: Screening as compared with roentgenography in lung examination. Acta radiol. (Stockh.) **17**, 105 (1936) – (340) LOSSEN, H. und W. EHRENSTEIN: Das Röntgenbild als Wahrnehmungsgegenstand. Röntgenblätter **5**, 21 und 62 (1952) – (341) LUFT, F.: Die photographischen Voraussetzungen zur Erzielung guter Röntgenaufnahmen. Radiol. Rdsch. **3**, 123 (1934) – (342) MATTSON, O.: Some studies on primary and secondary radiation from roentgen diagnostic beams. Acta radiol. (Stockh.) **46**, 621 (1956) – (343) MORGAN, R. H.: An analysis of the physical factors controlling the diagnostic quality of roentgen images. Part I. Introduction. Amer. J. Roentgenol. **54**, 128 (1945) – (344) MORGAN, R. H.: An analysis of the physical factors . . . Part II. Maximum resolving power and resolution coefficient. Amer. J. Roentgenol. **54**, 395 (1945) – (345) MORGAN, R. H.: An analysis of the physical factors . . . Part III. Contrast and the intensity distribution function of a roentgen image. Amer. J. Roentgenol. **55**, 67 (1946) – (346) MORGAN, R. H.: An analysis of the physical factors . . . Part IV. Contrast and the film contrast factor. Amer. J. Roentgenol. **55**, 627 (1946) – (347) MORGAN, R. H.: Characteristics of x-ray films and screens. Radiology **49**, 90 (1947) – (348) MORGAN, R. H.: Roentgen tube potentials in diagnostic roentgenology. Amer. J. Roentgenol. **58**, 211 (1947) – (349) MORGAN, R. H.: Physical problems of fluoroscopy and spot film radiography. Radiology **52**, 786 (1949) – (350) MORGAN, R. H. und W. W. VAN ALLEN: The

sensitometry of roentgenographic films and screens. *Radiology* **52**, 832 (1949) – (351) MOVEY, F.: La Vision en radioscopie. Diss. Paris 1926 – (352) NELSON, A.: Determination of physical factors influencing the quality of radiographic image. *Acta radiol.*, Suppl. 76. Stockholm 1949 – (353) NEMET, A., W. F. COX und G. B. WALKER: Blurring in radiography. *Brit. J. Radiol.* **19**, 257 (1946) – (354) NEMET, A. und W. F. COX: The improvement of definition by x-ray image magnification. *Brit. J. Radiol.* **29**, 335 (1956) – (355) NEWELL, R. R. und R. GARNEAU: The threshold visibility of pulmonary shadows. *Radiology* **56**, 409 (1951) – (356) OOSTERKAMP, W. J. und T. TOL: The performance of diagnostic methods in radiology. 7. Internationaler Radiologenkongress. Abstracts of papers, p. 215. Kopenhagen 1953 – (357) VAN DER PLAATS, G. J.: Prinzipien, Technik und medizinische Anwendung der radiologischen Vergrößerungstechnik. *Fortschr. Röntgenstr.* **77**, 605 (1952) – (358) v. ROSEN, E.: Studien über die Lugendurchleuchtung in der Tuberkulosebekämpfung. Diss. Lund 1941 – (359) RUDINGER, E. und G. SPIEGLER: Zum Wesen der Folienunschärfe. *Fortschr. Röntgenstr.* **57**, 56 (1938) – (360) SCARPA, G. und G. N. BUFALINI: Sulla tensione ottimale nelle radioscopia in rapporto alle radiazioni diffuse. *Radiol. med. (Torino)* **43**, 790 (1957) – (361) SCARPA, G. und G. NORI-BUFALINI: Sulla dose erogata dai tubi di radiodiagnostica. *Radiol. med. (Torino)* **43**, 1089 (1957) – (362) SCHAAAL, A.: Gesamtfilter von Röntgenröhren und Patientendosis bei Aufnahmen. *Fortschr. Röntgenstr.* **87**, 769 (1957) – (363) SCHÖBER, H.: Der Einfluß physikalischer, physiologischer und psychologischer Umstände auf das Verhältnis zwischen Röntgendurchleuchtung und Röntgenaufnahme. *Röntgenstrahlen, Geschichte und Gegenwart (Hamburg)* **1**, 24 (1951) – (364) SCHÖBER, H.: Die klinische Bedeutung der Feinfokusröhre. *Röntgenblätter* **6**, 101 (1953) – (365) SCHÖBER, H.: Die Brauchbarkeit von Papieraufnahmen für die Röntgendiagnostik. *Röntgenblätter* **9**, 274 (1956) – (366) SCHOCKEN, K.: Kontrastmessungen an Röntgenfilmen. *Fortschr. Röntgenstr.* **50**, 299 (1934) – (367) SCHÖPPER, E.: Das Hilfsmittel des Röntgen-Leuchtschirmbildes und seine Detaildeutlichkeit. Veröff. wiss. Zentr. Lab. fotogr. Abt. Agfa, Bd. 6. Leipzig 1939 – (368) SCHÖPPER, E.: Photographische Fragen des Leuchtschirmbildes. *Fortschr. Röntgenstr.* **60**, 181 (1939) – (369) SCHOTT, O.: Die Zahl der Quanten in der diagnostischen Röntgenstrahlung. *Röntgenblätter* **10**, 257 (1957) – (370) SPIEGLER, G.: Wie sollen Röntgenfilme betrachtet werden? *Agfa-Röntgenblätter* **4**, 25 (1934) – (371) SPIEGLER, G.: Auf dem Wege zu einer Methodik der richtigen Betrachtung von Röntgenfilmen. *Fortschr. Röntgenstr.* **49**, 57 (1934) – (372) SPIEGLER, G.: Wie sollen Röntgenaufnahmen betrachtet werden? *Fortschr. Röntgenstr.* **56**, 662 (1937) – (373) SPIEGLER, G.: Schärfe und Auflösungsvermögen im Röntgenbild – alte Vorstellungen neu betrachtet. *Röntgenblätter* **7**, 386 (1954) – (374) SPIEGLER, G.: Physikalische Grundlagen der Röntgendiagnostik. Stuttgart 1957 – (375) UMFRAGE: Welche Film- aufnahmen sind angesichts der gegenwärtig gebotenen Sparsamkeit als entbehrlich anzusehen? Welche Aufnahmen können auf Röntgenpapier gemacht werden? Wann genügen Durchleuchtungsskizzen? *Röntgenpraxis* **4**, 758, 806, 934, 983 und 1019 (1932) – (376) VOGELS, H.: Über die Bildgute einer Röntgenaufnahme. *Röntgenblätter* **2**, 67 (1949) – (377) WACHSMANN, F., K. BREUER und E. BUCHHEIM: Grundlagen und Ergebnisse der Hartstrahltechnik. *Fortschr. Röntgenstr.* **76**, 147 (1952) – (378) WALK, L.: The technique of chest fluoroscopy. *Acta radiol. (Stockh.)* **28**, 14 (1947) – (379) WILSEY, R. B.: The physical foundations of chest roentgenography. *Amer. J. Roentgenol.* **30**, 234 (1933) – (380) WILSEY, R. B.: The dependence of sharpness upon movement of lung tissues and size of focal spot. *Amer. J. Roentgenol.* **30**, 388 (1933) – (381) ZAKOVSKY, J. und K. JURIS: Versuch einer zahlenmäßigen Erfassung der Kontraste im Röntgenbild. *Fortschr. Röntgenstr.* **50**, 509 (1934) – (382) ZIELLER, E.: Wie ändern sich die Belichtungsdaten von Röntgenaufnahmen mit Spannungsform und Spannungshöhe? *Röntgenblätter* **7**, 292 (1954) – (383) ZUPPINGER, A.: Die theoretischen Grundlagen und Möglichkeiten der röntgenologischen Weichteiluntersuchung. Leipzig 1935.

Siehe auch: 23, 25, 31, 72, 100, 101, 135, 141, 185, 186, 187, 217 und 219.

**k) Phantomuntersuchungen über die Detailerkennbarkeit
bei Röntgenaufnahmen* und bei der Röntgendurchleuchtung
(einschl. Bildverstärker)**

(384) VAN ALPHEN, P. M., G. C. E. BURGER, W. J. OOSTERKAMP, M. C. TEVES und T. TOL: Detailerkennbarkeit bei Durchleuchtung und Photographie mit der Bildverstärkerröhre. Fortschr. Röntgenstr. **77**, 469 (1952) – (385) AXÉN, O.: Vergleich der Detailerkennbarkeit auf Schirmbildphotographien, bei der Durchleuchtung und auf Großbildaufnahmen. Acta radiol. (Stockh.) **22**, 547 (1941) – (386) BERRIDGE, F. R. und M. Guest: Some experiments on the perception of images of high contrast with an image intensifier, a Levy-West screen and radiography. Brit. J. Radiol. **28**, 688 (1955) – (387) BURGER, G. C. E. und B. VAN DIJK: Über die physiologischen Grundlagen der Durchleuchtung. Fortschr. Röntgenstr. **54**, 492 (1936) – (388) BURGER, G. C. E. und B. VAN DIJK: Weitere Untersuchungen über die physiologischen Grundlagen der Durchleuchtung. Fortschr. Röntgenstr. **55**, 464 (1937) – (389) BURGER, G. C. E. und B. VAN DIJK: Bestimmung der kleinst wahrnehmbaren Objektgröße bei der Durchleuchtung. Fortschr. Röntgenstr. **58**, 382 (1938) – (390) BURGER, G. C. E., B. COMBÉE und J. H. VAN DER TUUK: X-ray fluoroscopy with enlarged image. Philips techn. Rdsch. **8**, 321 (1946) – (391) BURGER, G. C. E.: Phantomversuche mit Röntgenstrahlen. Philips techn. Rdsch. **11**, 295 (1949) – (392) BURGER, G. C. E.: The perceptibility of details in roentgen examinations of the lung. Acta radiol. (Stockh.) **31**, 193 (1949) – (393) BURGER, G. C. E., P. J. M. BOLDEN und C. LANOY: Methods for evaluation of detail-perceptibility in chest examinations. 7. Internationaler Radiologenkongress. Abstracts of papers, p. 257. Kopenhagen 1953 – (394) EVERS, H. und H. SCHÖBER: Über den Einfluß der Fokusgröße auf die Detailerkennbarkeit kleinster Objekte. Röntgenblätter **8**, 68 (1955) – (395) FRIK, W.: Phantomuntersuchungen über den Einfluß der Leuchtschirmbelegung und der Brennfleckgröße auf die Detailerkennbarkeit bei der Durchleuchtung. Verh. dtsh. Röntg.-Ges. **38**, 97 (1956) – (396) FRIK, W.: Phantomuntersuchungen über die Detailerkennbarkeit bei Durchleuchtungen mit und ohne Bildwandler. Octavo Congreso Internacional de Radiologia. Libro de resúmenes, p. 269. Mexico City 1956 – (397) KRUTHOF, A. M.: Die Wahrnehmung von Kontrasten bei unscharfer Detailbegrenzung. Philips techn. Rdsch. **11**, 340 (1950) – (398) LUFT, F.: Experimentelle Beiträge zur Detailerkennbarkeit und Detaildarstellbarkeit bei verschiedener Aufnahmetechnik. Fortschr. Röntgenstr. **51**, 412 (1935) – (399) OOSTERKAMP, W. J. und T. TOL: Prinzipielle und praktische Grenzen der Detailerkennbarkeit bei verschiedenen röntgenologischen Betrachtungsmethoden, insbesondere bei Verwendung der Bildverstärkerröhre. Fortschr. Röntgenstr. **81**, 381 (1954) – (400) RÖHLER, R.: Untersuchungen zur Detailerkennbarkeit im Röntgenbild. Fortschr. Röntgenstr. **86**, 376 (1957) – (401) SCHÖBER, H. und C. KLETT: Phantomuntersuchungen über den Einfluß der Bildbetrachtungsmethodik auf die Erkennbarkeit von Details in der Röntgenaufnahme. Röntgenblätter **5**, 51 (1952) – (402) SCHÖBER, H. und M. ROGGENHAUSEN: Phantomuntersuchungen über die Verwendbarkeit des Röntgenpapiers in der Lungendiagnostik. Fortschr. Röntgenstr. **78**, 75 (1953) – (403) SCHÖBER, H. und M. ROGGENHAUSEN: Untersuchungen über den Einfluß der Farbe von Filmunterlage und Betrachtungslicht auf die Detailerkennbarkeit von Röntgenfilmen. Fortschr. Röntgenstr. **80**, 638 (1954) – (404) SCHÖBER, H.: Die Detailerkennbarkeit bei der Schirmbildaufnahme im Vergleich zur Großaufnahme und Durchleuchtung. Röntgenblätter **7**, 368 (1954) – (405) SCHÖBER, H.: Weitere Untersuchungen zur Detailerkennbarkeit bei der Schirmbildaufnahme. Röntgenblätter **9**, 53 (1956) – (406) TOL, T. und W. J. OOSTERKAMP: Die Erkennbarkeit kleiner Objektdetails. Philips techn. Rdsch. **17**, 80 (1955) – (407) TOL, T., W. J. OOSTERKAMP und J. PROPER: Limits of detail perceptibility in radiology particularly when using the image intensifier. Philips Res. Rep. **10**, 141 (1955).

Siehe auch: 35, 72, 93, 103, 187, 219, 265, 309, 310, 314, 315, 317, 326, 327, 334, 338, 349, 352, 355, 356, 358 und 367.

1) Phantome zur Prüfung der Detaillierbarkeit und zur Dosismessung in der Röntgendiagnostik

(408) BALZ, G.: pers. Mitt. 1958 – (409) BURLIN, T. E.: The evaluation of the dose to the thorax in rotational cobalt 60 therapy. Brit. J. Radiol. **30**, 543 (1957) – (410) VON DER DECKEN, C. B.: Plexiglas als Phantommasse für die Messung von Dosisverteilungen schneller Elektronen. Strahlentherapie **99**, 227 (1956) – (411) EBERT, H. G., H. FINKE und R. SIGMUND: Dosisverhältnisse bei der Siebbestrahlung homogener und inhomogener Medien. Fortschr. Röntgenstr. **88**, 109 (1958) – (412) FRIK, W. und M. CEN: Ein Thoraxphantom für Streustrahlenmessungen und Messungen der Gonadendosis. Röntgenblätter (im Druck) – (413) HARRIS, J. H., W. J. TUDDENHAM, L. STANTON, F. GLAUSER und E. P. PENDERGRASS: The development of a chest phantom for use in radiologic dosimetry. Radiology **67**, 805 (1956) – (414) JACOBSEN, L. E. und J. I. S. KNAUER: Correction factors for tumor doses in the chest cavity due to diminished absorption and scatter in lung tissue. Radiology **67**, 863 (1956) – (415) LUFT, F.: Ein praktisches Aufnahmephantom für Lungenaufnahmen. Agfa-Röntgenblätter **2**, 94 (1932) – (416) MARKUS, B.: Über den Begriff der Gewebeäquivalenz und einige wasserähnliche PhantomsUBstanzen für Quanten von 10 keV bis 100 MeV und schnelle Elektronen. Strahlentherapie **101**, 111 (1956) – (417) ROGGENHAUSEN, M.: Ein Testkörper zur Detail-Erkennbarkeitsprüfung von Filmen und Folien in der Röntgen-Aufnahme-Technik. Röntgenblätter **11**, 25 (1958) – (418) SCHÖBER, H.: Über Phantomarbeiten. Verh. dtsh. Röntg.-Ges. **34**, 62 (1951) – (419) SCHÖBER, H.: Ein Röntgenphantom für die Darstellung des menschlichen Normalthorax. In: Jahresbericht des Tuberkulose-Forschungs-Institutes Borstel 1950. Berlin 1953 – (420) SPLETTSTOSSER, H. R. und H. E. SEEMANN: A phantom for physical studies in chest radiography. Radiology **64**, 114 (1955) – (421) STANGEN, A.: Eine einfache Vergleichsmethode zur Prüfung des Auflösungsvermögens in der Röntgenphotographie. Röntgenblätter **7**, 115 (1954) – (422) WAGNER, G.: Vergleichende Dosismessungen langwelliger Röntgenstrahlen in verschiedenen PhantomsUBstanzen. Strahlentherapie **100**, 291 (1956) – (423) WICHMANN, H.: Zur Frage der Phantommessung und der Anwendung von Standardisodosen bei der Bewegungsbestrahlung. Strahlentherapie **104**, 287 (1957).

Siehe auch: 23, 35, 103, 140, 187, 265, 299, 309, 310, 314, 317, 326, 327, 334, 338, 349, 352, 355, 358, 367, 385, 386, 387, 388, 389, 390, 391, 392, 393, 394, 397, 399 und 424.

m) Vergleichende Betrachtungen der Leistungsfähigkeit des Durchleuchtungs- und Aufnahmeverfahrens bei der Lungenröntgenuntersuchung

(424) DE ABREU, M.: Le Radiodiagnostic dans la tuberculose pleuro-pulmonaire. Paris 1921 – (425) BRAEUNING, H. und F. REDEKER: Studien zur Entwicklung der menschlichen Lungenphthise I. Tuberk. Bibliothek, Bd. 39. Leipzig 1931 – (426) BREDNOW, W. und U. SCHAARE: Untersuchungen über die Leistungsfähigkeit der Röntgendurchleuchtung der Lungen. Z. Tuberk. **68**, 399 (1933) – (427) BREZINA, K.: Vergleich der Durchleuchtung mit der Filmaufnahme des Thorax. Röntgenblätter **10**, 305 (1957) – (428) ENGELHARD, A. und H. SIELMANN: Über Röntgendurchleuchtung bei Lungentuberkulose. Z. Tuberk. **64**, 267 (1932) – (429) FRIK, W.: Lungendurchleuchtung und Lungenaufnahme. Ärtzl. Mitt. **40**, 118 (1955) – (430) GARLAND, L. H.: Fluoroscapy in diagnosis of pulmonary tuberculosis. Amer. Rev. Tuberc. **45**, 1 (1942) – (431) v. HECKER, H. und H. SCHMIDT: Aufnahme und Durchleuchtung haben sich bei jeder Röntgenuntersuchung der Brustorgane zu ergänzen. Tuberk.-Arzt **7**, 609 (1953) – (432) KRAUSE, P.: Über den Wert der Röntgendiagnostik zur Erkennung von Lungenkrankheiten. Fortschr. Röntgenstr. **13**, 349 (1908) – (433) LIND, TH. und F. BLITTERSDORF: Der Wert der Lungendurchleuchtung. Ärtzl. Mitt. **39**, 786 (1954) – (434) NETTESHEIM, F.: Lungendurchleuchtung in der Tuberkulosefürsorge. Ärtzl. Mitt. **39**, 787 (1954) – (435)

OTT, A.: Experimenteller Beitrag zur Röntgendiagnose der miliaren Lungentuberkulose. Fortschr. Röntgenstr. **41**, 404 (1930) – (436) POHLE, E. A., L. W. PAUL und S. R. BEATTY: Serial roentgen examination of the chest in University students. Radiology **28**, 40 (1937) – (437) PORDES, F.: Wert und Grenzen von Durchleuchtung und Aufnahme in der Röntgendiagnostik. Wien. klin. Wschr. **1935**, 1554 – (438) SCHAARE, U.: Weitere Untersuchungen über den Wert der Röntgendurchleuchtungen der Lungen. Z. Tuberk. **74**, 241 (1936) – (439) SCHMIDT, W.: Leistung und Grenzen des Röntgenverfahrens bei der Erkennung tuberkulöser Lungenveränderungen. Tuberk. Bibliothek, Bd. 57. Leipzig 1935 – (440) STIEHM, R. H.: The advantages of roentgenoscopy and roentgenoscopic „spot“ roentgenograms in the diagnosis of early pulmonary tuberculosis. Amer. J. Roentgenol. **45**, 871 (1941) – (441) TUDDENHAM, W. J.: Fifty years of progress in roentgenology of the chest. Amer. J. Roentgenol. **75**, 659 (1956) – (442) VOIGTLÄNDER, W.: Untersuchungen über die Brauchbarkeit der Röntgendurchleuchtung der Lungen. Röntgenpraxis **7**, 433 (1935) – (443) WEISER, M.: Die Unzulänglichkeit der Lungendurchleuchtung. Ärtzl. Mitt. **39**, 573 (1954).
 Siehe auch: 30, 315, 316, 338, 339, 355, 358, 363, 385 und 404.

n) Allgemeines

(444) MEYER-EPPLER, W.: Informationstheorie. Naturwissenschaften **39**, 341 (1952) – (445) POHL, R. W.: Einführung in die Physik, Optik und Atomphysik, 9. Aufl. Berlin-Göttingen-Heidelberg 1954; Elektrizitätslehre, 16. Aufl. Berlin-Göttingen-Heidelberg 1957 – (446) SCHÖBER, H.: Informationstheorie in Optik und Fernsehen. Optik (Stuttgart) **13**, 350 (1956) – (447) WEBER, E.: Grundriß der biologischen Statistik. Jena 1948.

Eingereicht zum 7. Schleussner Röntgenpreis

MEDIZIN
THEORIE UND KLINIK
IN EINZELDARSTELLUNGEN

Band 1

Doz. Dr. K. H. HACKETHAL, Erlangen
Das Sudecksche Syndrom

Band 2

Doz. Dr. G. HAUBERG, Frankfurt/M.
**Die angeborene Hüftgelenks-
verrenkung und ihre Behandlung
unter besonderer Berücksichtigung
der »Früh«-Pfannendachplastik**

Band 3

Doz. Dr. W. SCHWAB, W. EY und
W. ULMER, Heidelberg
Die Lungenfunktion beim Kehlkopflosen

Band 4

Doz. Dr. L. FRIEDERICI, Mainz
Der Erythrocyt

Band 5

Doz. Dr. H. MEVES, Kiel
**Die Wirkung der Kohlensäure
auf lebende Gewebe**

Band 7

Doz. Dr. A. STAMMLER, Köln
**Klinik, Pathologie und Probleme der
Periarteriitis Nodosa des Nervensystems**

Band 8

Doz. Dr. H. J. KABELITZ, Erlangen
**Zytologie der Defensivreaktionen
im menschlichen Knochenmark**

Band 9

Doz. Dr. P. C. ALNOR
**Zum Krankheitsbild des sogenannten
Cardiospasmus**

DR. ALFRED HÜTHIG VERLAG GMBH
HEIDELBERG · FRANKFURT/MAIN

